



Universidade de Aveiro
Ano 2013

Departamento de Engenharia Mecânica

**José João Pereira
Duarte**

**Controlo de temperatura na artroplastia
cimentada da anca**



Universidade de Aveiro
Ano 2013

Departamento de Engenharia Mecânica

**José João Pereira
Duarte**

**Controlo de temperatura na artroplastia
cimentada da anca**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O Júri

Presidente

Prof. Doutor Carlos Alberto Moura Relvas

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Professor Auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Agradeço,

aos meus orientadores, Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo e Prof. Doutor António Manuel Amaral Ramos pela ajuda e disponibilidade na realização deste trabalho;

aos meus pais, pelo amor, carinho e ensinamentos que me fizeram a pessoa que hoje sou;

ao meu irmão e avós, pelo carinho, ajuda e orgulho;

à Rita Almeida pelo apoio e compreensão;

aos meus amigos, especialmente ao André Martins e Rui Silva pela convivência e amizade nestes últimos 5 anos;

aos colegas do GIBUA, pela ajuda na realização deste trabalho.

Palavras-chave

Polimerização do PMMA, interface Implante-PMMA, controlo da temperatura no implante, porosidade, necrose térmica, elementos finitos, análise experimental de temperaturas.

Resumo

Presentemente, a maioria dos implantes ósseos são fixos ao osso recorrendo a cimento ósseo (PMMA). O processo de polimerização do PMMA inicia-se normalmente na interface PMMA-Osso, já que esta se encontra á temperatura mais elevada, sendo por esta razão a interface Implante-PMMA a última a polimerizar. Este processo conduz à existência de imperfeições tais como porosidades e microfissuras nesta interface. Tais imperfeições podem agir como núcleos de iniciação da fratura do PMMA, promovendo o fenómeno de osteólise e também a falência da ligação mecânica Implante-Osso. A polimerização do PMMA é uma reação exotérmica, com o conseqüente aumento de temperatura do PMMA e da sua envolvente. O aumento da temperatura no osso para além dos limites tolerados pelo organismo é apontado como uma das razões para o surgimento de necrose no osso, colocando em causa a longevidade da artroplastia. Assim, torna-se desejável melhorar a qualidade mecânica da interface Implante-PMMA através do aumento da temperatura do implante na fase inicial do processo de polimerização e na fase seguinte evitar que esse acréscimo da temperatura possa contribuir para um aumento do risco de necrose de origem térmica no osso. Para alcançar estes dois objetivos foi desenvolvido um dispositivo de controlo da temperatura do componente femoral da articulação da anca, objeto de estudo da presente tese. Numa primeira etapa deste trabalho avaliou-se a diversidade de implantes, assim como o espaço livre para a utilização do novo dispositivo durante a artroplastia. De seguida procedeu-se ao desenvolvimento de modelos numéricos exploratórios para avaliar a evolução das temperaturas no osso e haste femoral durante a polimerização. Em seguida procedeu-se à avaliação experimental "*in-vitro*" do processo de polimerização em modelos de fémur sintético e animal, avaliando a eficiência do dispositivo desenvolvido. Os resultados evidenciaram a capacidade do dispositivo em aumentar a temperatura proximal do implante, assim como a capacidade de reduzir o potencial efeito de necrose de origem térmica no osso adjacente. Finalmente desenvolveram-se modelos numéricos que replicaram os modelos experimentais, sendo que os resultados obtidos evidenciaram uma boa correlação entre ambos os tipos de modelos. Por fim procedeu-se a uma adaptação dos modelos numéricos

às condições do osso humano durante a artroplastia da anca. Os resultados obtidos nestas condições evidenciaram a capacidade de o dispositivo desenvolvido aumentar a temperatura proximal da haste femoral na fase inicial de polimerização, promovendo-a a partir da interface Implante-PMMA, assim como, na fase subsequente evitar um acréscimo da temperatura no osso adjacente ao implante. Em conclusão, o dispositivo desenvolvido contribui positivamente para o incremento da resistência mecânica da interface Implante-PMMA proximal não potencializando o efeito de necrose térmica óssea.

Keywords

PMMA polymerization, cement-steam interface, implant temperature control, porosity, thermal necrosis, finite element, temperature experimental analysis.

Abstract

Nowadays, the prostheses are fixed to the bone using bone cement (PMMA). The polymerisation process usually begin on bone-cement interface once this edge are in a higher temperature, this is also the reason to cement-steam interface be the last to polymerises. The polymerisation process has some problems such as porosity and microcracks on cement-steam interface. These problems could act as initiation nuclei to PMMA fracture, promoting osteolysis and implant loosening. The PMMA polymerisation is an exothermal reaction with temperature increase on PMMA and their neighbourhood. The temperature increase on bone beyond the body limits is identified as the reason of thermal necrosis, wondering the arthroplasty longevity. Therefore, is pretended improve the mechanical properties of cement-steam interface by heating the implant before the polymerisation reaction and cooling after that to prevent the occurrence of thermal necrosis. In order to achieve these goals, was developed a temperature control device of femoral steam. Firstly, was checked the implants diversity and the free space to use the device during the surgery. Secondly, was developed exploratory numerical models to estimate the bone and steam temperatures during the PMMA polymerisation. After that, was made "in-vitro" experimental evaluation on synthetic and animal femur bone, evaluating the efficiency of developed device. The results showed the device ability to increase the proximal temperature on implant as also to decrease the potential thermal damage on bone. Finally, was developed numerical models to replicate the experimental models and these showed good correlation between them. On last was proceeded to an adaptation of numerical models to human bone and arthroplasty surgery condition. In these conditions, the obtained results indicated the device ability to increase the proximal temperature of implant on first step promoting the initiation on steam-bone interface of polymerisation reaction as well as on subsequent step avoid the increase of bone temperature. In conclusion, the developed device contributes positively to increase mechanical strength on proximal cement-steam interface not potentiating the effect of thermal necrosis on bone.

Conteúdo

Lista de tabelas.....	III
Lista de figuras	V
Lista de símbolos	IX
Introdução.....	1
Objetivos	1
Estrutura da dissertação	1
Capítulo I – Estado da arte	3
1.1 – Introdução	3
1.2 – Articulação da anca	3
1.2.1 – Anatomia da articulação	4
1.2.2 – Biomecânica da articulação.....	5
1.3 – Artroplastia cimentada da anca	7
1.3.1 – Polimerização do PMMA	11
1.3.2 – Resistência da interface Implante-PMMA.....	14
1.3.3 – Necrose de origem térmica	16
Capítulo II – Desenvolvimento do conceito do dispositivo	21
2.1 – Introdução	21
2.2 – Estudo da diversidade geométrica e dimensional da haste femoral	21
2.3 – Determinação do envelope de trabalho do dispositivo	27
2.4 – Geração do conceito do dispositivo	28
2.4.1 – Introdução	28
2.4.2 – Princípio de funcionamento	29
2.4.3 – Propostas de conceito	33
2.4.4 – Seleção do conceito.....	38
Capítulo III – Modelos numéricos exploratórios	41
3.1 – Introdução	41
3.2 – Materiais e métodos	41
3.2.1 – Modelo geométrico.....	42
3.2.2 – Propriedades dos materiais, interface e condição fronteira.....	42

3.2.3 – Modelo Numérico.....	45
3.3 – Resultados e discussão	47
Capitulo IV – Modelos experimentais	53
4.1 – Desenvolvimento, conceção e fabricação do permutador	53
4.1.1 – Modelação geométrica e desenhos de conjunto	53
4.1.2 – Protótipo funcional.....	55
4.2 – Ensaio preliminares em espuma.....	57
4.2.1 – Introdução	57
4.2.2 – Materiais e Métodos	57
4.2.3 – Resultados e discussão	59
4.3 – Ensaio em osso compósito.....	61
4.3.1 – Introdução	61
4.3.2 – Materiais e métodos.....	61
4.3.3 – Resultados e discussão	64
4.3.3.1 – <i>Ensaio de polimerização do cimento sem dispositivo</i>	64
4.3.3.2 – <i>Ensaio em osso compósito com dispositivo</i>	65
4.4 – Ensaio em osso bovino	67
4.4.1 – Introdução	67
4.4.2 – Materiais e métodos.....	67
4.4.3 – Resultados e discussão	68
Capitulo V – Modelos numéricos <i>in-vitro</i> e artroplástico	71
5.1 – Introdução	71
5.2 – Materiais e métodos.....	71
5.2.1 – Modelo numérico com osso compósito	71
5.2.2 – Modelo numérico representativo da artroplastia.....	75
5.3 – Resultados e discussão	77
5.3.1 – Comparação modelo experimental versus numérico no osso compósito	77
5.3.2 – Modelo artroplástico	78
Capitulo VI – Conclusões e trabalhos futuros	81
Anexos	83
Referências	91

Lista de tabelas

Tabela 1 – Influência da espessura de PMMA nas temperaturas geradas no implante, PMMA e interface PMMA-Osso.	18
Tabela 2 – Companhias que comercializam o modelo Müller.	22
Tabela 3 – Principais dimensões do pescoço de alguns implantes modulares.	23
Tabela 4 – Diversidade dimensional das hastes femorais na artroplastia da anca.	26
Tabela 5 – Quadro de qualidade dos conceitos do dispositivo.	40
Tabela 6 – Propriedades dos materiais modelos exploratórios.	43
Tabela 7 – Propriedades de contato modelos exploratórios.	43
Tabela 8 – Temperaturas iniciais dos componentes, modelos exploratórios.	45
Tabela 9 – Características da malha dos componentes, modelos exploratórios.	46
Tabela 10 – Step e parametrização dos tempos, modelos exploratórios.	47
Tabela 11 – Legenda do desenho de conjunto do dispositivo.	55
Tabela 12 – Propriedades do fluido refrigerante R134a.	58
Tabela 13 – Composição do cimento ósseo Hi-Fatigue Bone Cement.	62
Tabela 14 – Parametrização do tempo das fases do dispositivo em osso compósito.	64
Tabela 15 – Parametrização do tempo das fases do dispositivo em osso bovino.	68
Tabela 16 – Propriedades de contato da simulação numérica.	72
Tabela 17 – Propriedades dos materiais da simulação numérica em osso compósito.	73
Tabela 18 – Características da malha dos componentes modelo <i>in-vitro</i>	74
Tabela 19 – Propriedades dos materiais da simulação numérica artroplástica.	75
Tabela 20 – Step e parametrização dos tempos, modelo artroplástico.	76

Lista de figuras

Figura 1-Articulação aberta da anca.	3
Figura 2 – Ligamentos da articulação da anca – vista anterior.	5
Figura 3 – Movimentos da articulação da anca.	6
Figura 4- Amplitude de movimento durante o ciclo de marcha.	6
Figura 5 – Cargas médias resultantes na articulação da anca.....	7
Figura 6 – Exemplos de algumas incisões das abordagens cirúrgicas ântero-lateral, direta-lateral, posterior-lateral e mini invasiva.....	9
Figura 7 – Implante colocado após artroplastia cimentada da anca, (Hospital da Mealhada, 15-Fevereiro-2013).	10
Figura 8 – A)Primeira geração de implantes de resurfacing da anca. B)Exemplo de um modelo de terceira geração para resurfacing da anca.....	11
Figura 9 – Reação de polimerização.....	11
Figura 10 – Comparação dos tempos de preparação do cimento ósseo à temperatura ambiente (23°C) e arrefecido (4°C).....	13
Figura 11 – As setas indicam a fissura através do cimento ósseo. Onde se verificam algumas porosidades do cimento ósseo. C-cimento ósseo, P-prótese.	15
Figura 12 – a)Mistura manual e haste colocada a 23°C. b)Mistura a vácuo e haste colocada a 23°C. c)Mistura manual e haste colocada a 44°C. d) Mistura a vácuo e haste colocada a 44°C.....	16
Figura 13 – Dependência do tempo e da temperatura para ocorrer necrose térmica. Curvas apresentadas por Moritz e Henriques.	17
Figura 14 – Influência da temperatura inicial do cimento ósseo nas temperaturas atingidas e na conversão do monómero na interface PMMA-Osso. Espessura de cimento de 6mm e temperatura inicial do implante a 25°C.....	19
Figura 15 – Fluxo de calor produzido em função do tempo e temperatura de cura.	19
Figura 16 – Representação dos diâmetros do tronco cone e ângulo entre o pescoço e a haste femoral.	23
Figura 17 – a)Modelo Standard, b)Modelo lateralizado e c) Modelo monobloco, ambos da companhia Zimmer.	24
Figura 18 – a)Implante sem colar, b) Implante com colar.	24
Figura 19 – Esquema dos principais elementos dimensionais na haste femoral da anca.	25
Figura 20 – Avaliação das dimensões livres para aplicação do dispositivo, (Hospital da Mealhada, 15-Fevereiro-2013).....	27
Figura 21 – Espaço disponível para aplicação do dispositivo, (Hospital da Mealhada, 15-Fevereiro-2013).	28
Figura 22 – Resistência Térmica de contato em sistemas compostos.....	32
Figura 23 – Conceito 1 do dispositivo.	33
Figura 24 – Conceito 2 do dispositivo.	34
Figura 25 – Conceito 3 do dispositivo.	35

Figura 26 – Conceito 4 do dispositivo.	35
Figura 27 – Conceito 5 do dispositivo.	36
Figura 28 – Conceitos para a configuração e geometria das alhetas.....	37
Figura 29 – Modelos geométricos simples considerados nos modelos exploratórios.	42
Figura 30 – À esquerda: evolução da temperatura no interior do PMMA. À direita: evolução da temperatura na interface PMMA-Osso.....	44
Figura 31 – Temperaturas obtidas na interface PMMA-Osso, considerando uma potência de $1,31 \times 10^6 \text{ [W.m}^{-3}\text{]}$, a diferentes distâncias do colar do implante.	45
Figura 32 – Zona de troca de calor nos modelos, a) modular e b) monobloco.	46
Figura 33 – Local de medição das temperaturas, modelos exploratórios.	47
Figura 34 – Temperatura no implante modular na interface Implante-PMMA (CrCo).....	48
Figura 35 – Temperatura no osso na interface PMMA-Osso (implante modular em CrCo).	48
Figura 36 – Temperatura no implante modular na interface Implante-PMMA (Ti).....	49
Figura 37 – Temperatura no osso na interface PMMA-Osso (implante modular em Ti).....	49
Figura 38 – Temperatura no implante monobloco na interface Implante-PMMA (Ti).....	50
Figura 39 – Temperatura no osso na interface PMMA-Osso (implante monobloco em Ti).	51
Figura 40 – Desenho em perspectiva explodida do dispositivo.....	53
Figura 41 – Desenho de conjunto do dispositivo.	54
Figura 42 – Modulo termoeletrico e sensor de temperatura LM35DZ.....	55
Figura 43 – Montagem dos componentes do dispositivo.	56
Figura 44 – Montagem e disposição dos TEC e sensores de temperatura LM35DZ.	56
Figura 45 – Dispositivo de controlo de temperatura na artroplastia cimentada da anca.	57
Figura 46 – Introdução do fluido refrigerante no reservatório.....	58
Figura 47 – Aparato experimental a) sem fluido refrigerante, b) com fluido refrigerante.....	59
Figura 48 – Análise da configuração do dispositivo sem <i>versus</i> com fluido refrigerante.	60
Figura 49 – A:Fase de mistura; B:Fase de espera; C:Fase de aplicação; D:Fase de endurecimento	62
Figura 50 – Aparato experimental em osso compósito.	63
Figura 51 – Ensaios cura do PMMA sem dispositivo.	64
Figura 52 – Temperaturas no implante e osso na interface com o PMMA e no dispositivo, (osso compósito e 3TEC).....	65
Figura 53 – Temperaturas do implante e osso na interface com o PMMA e no dispositivo, (osso compósito e 2TEC).....	66
Figura 54 – Aparato experimental em osso bovino.	68
Figura 55 – Temperaturas no implante e osso na interface com o PMMA e no dispositivo, (osso bovino e 2TEC).....	69
Figura 56 – a)Modelo real do implante. b)Modelo 3D obtido após levantamento de forma e tratamento da nuvem de pontos.	71
Figura 57 – Componentes da simulação numérica em osso compósito.	72
Figura 58 – Componentes e malha de elementos finitos usados na simulação numérica.	74
Figura 59 – Local das medições das temperaturas A) no implante, B) no osso, na interface com o PMMA (modelo numérico osso compósito).	75
Figura 60 – Modelo representativo da artroplastia.	76

Figura 61 – Local das medições da temperatura A) no implante, B) no osso, na interface com o PMMA (modelo artroplástico).	76
Figura 62 – Comparação das temperaturas do implante na interface com o PMMA (modelos numérico e experimental).....	77
Figura 63 – Comparação das temperaturas no osso na interface com o PMMA (modelos numérico e experimental).	78
Figura 64 – Temperaturas no implante na interface com o PMMA (modelo artroplástico).	79
Figura 65 – Temperaturas no osso na interface com o PMMA (modelo artroplástico).	80

Lista de símbolos

%	Porcentagem
>	Maior
±	Mais ou menos
°C	Grau centígrado
A	Ampere
BaSO ₄	Sulfato de bário
BPO	Peróxido de Benzoila
cm	Centímetros
CrCo	Cromo-Cobalto
DMPT	N,N-dimetil p-toluidine
h	Coeficiente convectivo
HA	Hidroxiapatita
min	Minutos
mm	Milímetros
PMMA	Polimetilmetacrilato
Pot	Potência
ROM	Amplitude de movimentos
RPA	Registo Português de Artroplastias
s	Segundos
TCP	Tricálcio fosfato
TEC	Módulos Termoeletricos
Ti	Titânio
UHMWPE	Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
V	Volt
w	Taxa de polimerização do PMMA
W	Watt
ZrO ₂	Dióxido de zircónio

Introdução

Objetivos

O objetivo do presente trabalho visa o desenvolvimento e aperfeiçoamento de um dispositivo para controlo dos fluxos de calor em implantes ortopédicos metálicos durante o processo de polimerização do cimento ósseo (PMMA) na artroplastia cimentada da anca, de forma a permitir o controlo da temperatura do implante e do osso na interface com o cimento ósseo.

O processo de polimerização do PMMA inicia-se normalmente na interface PMMA-Osso já que esta se encontra a temperatura mais elevada (corpo humano) que o implante na cirurgia, promovendo-se assim a polimerização ao longo da espessura do manto de cimento, no sentido do osso para o implante. O fato da interface Implante-PMMA ser a última a polimerizar, conduz à existência de imperfeições tais como porosidades e microfissuras nesta interface. Tais imperfeições podem agir como núcleos de iniciação da fratura do PMMA, conduzindo por um lado ao fenómeno de osteólise devido às micro particulares de cimento libertadas, e por outro, contribuindo para a falência da ligação mecânica implante-osso, este último gerando instabilidade e possível necessidade de uma artroplastia de revisão. Outro fato associado ao processo de polimerização do PMMA é a sua reação exotérmica com libertação de calor e o consequente aumento de temperatura do cimento e sua envolvente. O aumento da temperatura no osso (45°C – 80°C) para além dos limites tolerados pelo organismo é apontado como uma das razões para o surgimento de necrose no osso, conduzindo à impossibilidade/dificuldade de regeneração do mesmo, colocando em causa a longevidade da artroplastia.

Após o desenvolvimento do dispositivo uma caracterização experimental da eficiência deste será realizada através de ensaios com modelos ósseos em materiais compósitos e em osso fresco de animal, para diferentes parametrizações e condições do dispositivo. Posteriormente os resultados obtidos experimentalmente serão comparados com os obtidos através de simulação numérica que replicam os modelos usados experimentalmente. Por fim modelos numéricos que replicam as condições fisiológicas durante a artroplastia serão desenvolvidos de forma a avaliar a eficiência do dispositivo desenvolvido nestas condições.

Estrutura da dissertação

O presente documento estrutura-se em seis capítulos.

No capítulo I é apresentada a revisão bibliográfica. Descreve-se a articulação da anca, a sua anatomia e biomecânica. Descreve-se a artroplastia cimentada da anca e prossegue-se com a

reação de polimerização do cimento ósseo comercialmente designado por polimetilmetacrilato (PMMA). São abordados em seguida alguns problemas que advêm da sua aplicação na artroplastia cimentada da anca, entre os quais a resistência mecânica na interface Implante-PMMA e a probabilidade de ocorrer necrose de origem térmica no osso.

No capítulo II, realiza-se a caracterização dimensional e geométrica dos implantes existentes comercialmente para em seguida se desenvolver diferentes conceitos do dispositivo. Após reflexão das características inerentes a todo o processo cirúrgico, construtivo e funcional, avança-se para a seleção de um dos conceitos para a fabricação do dispositivo.

No capítulo III, efetua-se uma análise numérica preliminar através de modelos geométricos simples para compreender em que medida parâmetros como a área de contacto entre o dispositivo e o implante, material do implante e comprimento da haste afetam a temperatura no implante e no osso nas interfaces com o PMMA. Esta análise preliminar permitirá compreender os fenómenos de transferência de calor envolvidos que serão tido em conta no projeto de detalhe do dispositivo e também nos modelos experimentais e numéricos a desenvolver nos capítulos seguintes.

No capítulo IV, procede-se ao desenvolvimento, conceção e fabricação do dispositivo e efetua-se uma gama de ensaios experimentais em osso compósito e osso bovino para avaliar o seu desempenho e capacidade para controlar as temperaturas no implante e osso na interface com o PMMA. Estes resultados foram também utilizados para correlacionar com os modelos numéricos desenvolvidos no capítulo seguinte.

No capítulo V, procede-se ao desenvolvimento de modelos numéricos que replicaram numa primeira fase os modelos experimentais desenvolvidos no capítulo anterior e de seguida as condições na cirurgia da artroplastia da anca. Estes serviram numa primeira fase para avaliar o nível de correlação com os modelos experimentais e para avaliação de um conjunto de parâmetros em termos de temperaturas no implante, osso e PMMA não passíveis de avaliação com os modelos experimentais e nas condições da realização da artroplastia da anca.

No capítulo VI, refere-se as principais conclusões deste trabalho assim como as suas limitações e sugere-se um conjunto de atividades a desenvolver no futuro por forma a concluir o desenvolvimento do dispositivo.

1.2.1 – Anatomia da articulação

Os ossos que constituem a articulação da anca são o osso do fêmur e o osso coxal. O fêmur é um osso longo, o mais longo do corpo humano, e par. Apresenta um corpo ou diáfise e duas extremidades ou epífises. O corpo apresenta a forma de um prisma triangular e a extremidade superior compreende a cabeça do fêmur e duas saliências volumosas, o grande trocânter e o pequeno trocânter. Entre a cabeça e os trocânteres encontra-se o colo anatômico e, entre o corpo e a extremidade superior do fêmur, o colo cirúrgico. A cabeça do fêmur representa dois terços de uma esfera. O osso coxal é um osso chato, constituído por três porções: o ílion, o ísquion e o púbis e apresenta um contorno irregularmente quadrilátero. A porção central e espessa apresenta uma cavidade articular, cavidade cotiloideia ou acetábulo. O acetábulo articula-se com a cabeça do fêmur e é circunscrita por um rebordo circular designado rebordo cotiloideu, [1-3].

As duas superfícies articulares são mantidas em contato pela cápsula articular que é reforçada por o ligamento iliofemoral, ligamento isquiofemoral e o ligamento pubofemoral. A cápsula articular insere-se no osso coxal e no fêmur, é muito mais resistente na sua porção superior e anterior e mais delgada na sua porção inferior e posterior, sendo constituída por fibras longitudinais e circulares. As fibras circulares formam, em volta do colo do fêmur, o ligamento anular de Weber. O ligamento ílio-femoral ou ligamento de Bertin, com forma triangular, fixa-se superiormente na espinha ilíaca ântero-inferior. As fibras irradiam depois em leque para se inserirem na linha intertrocanteriana anterior. Este ligamento é constituído por dois feixes diferenciados, o feixe ílio-prétrocanteriano superior, que se insere no grande trocânter, situando-se na porção ântero-superior da cápsula e o feixe ílio-prétrocanteriano inferior, que se situa na porção ântero-inferior da cápsula e se vai inserir ao nível do pequeno trocânter. O ligamento pubo-femoral encontra-se situado na porção ântero-inferior da articulação, insere-se na eminência ílio-pectínea, na crista pectínea e no lábio anterior da goteira infrapúbica. As suas fibras dirigem-se depois para baixo, para fora e para trás, inserindo-se numa fosseta rugosa que se encontra adiante do pequeno trocânter. O ligamento pubo-femoral e o ligamento ílio-femoral formam, adiante da articulação coxo-femoral, um conjunto ligamentoso em forma de N, conhecido por ligamento em N de Welcker. O ligamento ísquio-femoral situa-se na porção posterior e inferior da articulação, inserindo-se na porção inferior do rebordo cotiloideu. As suas fibras dirigem-se, obliquamente, para fora e para cima e vão-se fixar adiante da fosseta digital do grande trocânter. O ligamento redondo é um ligamento independente, que une a cabeça femoral à chanfradura ísquio-púbica. Este ligamento é uma fita fibrosa que se encontra situada no interior da articulação. Do lado da cabeça do fêmur insere-se na fosseta do ligamento redondo, originando, ao nível da chanfradura ísquio-púbica, três feixes ou raízes: a raiz anterior insere-se na extremidade anterior da chanfradura ísquio-púbica, a raiz posterior fixa-se no bordo posterior da chanfradura ísquio-púbica e a raiz média insere-se no ligamento transversal do acetábulo, [1-3].

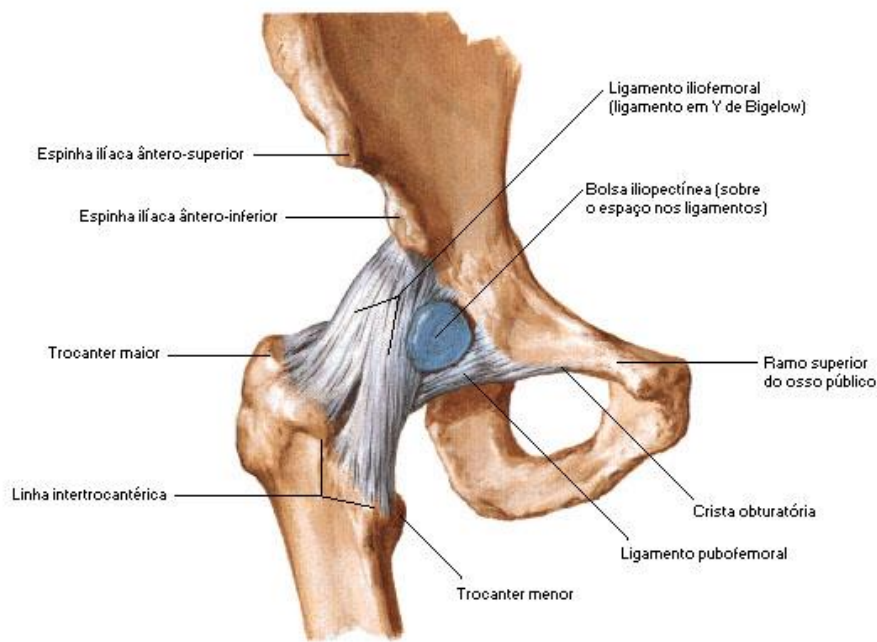


Figura 2 – Ligamentos da articulação da anca – vista anterior, [1].

Os músculos da anca classificam-se em músculos ílio-femorais, quando têm inserções no ílion e no fémur e músculos pelvi-femorais, quando se inserem nos ossos que constituem a pequena bacia e no fémur. Os músculos pelvi-femorais podem ser intrapélvicos quando se inserem na superfície interior da pequena bacia e extrapélvicos quando se inserem na superfície exterior da pequena bacia. Os músculos ílio-femorais são os músculos grande glúteo, médio glúteo e pequeno glúteo. Os músculos pélvi-femorais intrapélvicos, são os músculos piramidal da bacia e obturador interno. Os músculos pelvi-femorais extrapélvicos, são os músculos obturador externo, gêmeo pélvico superior, gêmeo pélvico inferior e quadrado crural, [1-3].

1.2.2 – Biomecânica da articulação

A articulação coxo-femoral permite produzir um grande número de movimentos. Os movimentos de flexão e de extensão fazem-se em torno de um eixo transversal que passa pelo centro da cabeça femoral e pelo grande trocânter. O movimento de flexão aproxima a face anterior da coxa da parede anterior do abdómen e o movimento de extensão afasta-a. Os movimentos de abdução e de adução são exercidos segundo um eixo ântero-posterior que passa pelo centro da cabeça femoral. O movimento de abdução afasta a coxa da linha mediana enquanto o movimento de adução a aproxima da mesma linha. O movimento de circundação é o resultante da sucessão dos movimentos de flexão, abdução, extensão e adução. Os movimentos de rotação interna e rotação externa são realizados em torno de um eixo vertical, que passa pela porção central da cabeça femoral, (figura 2) [4].

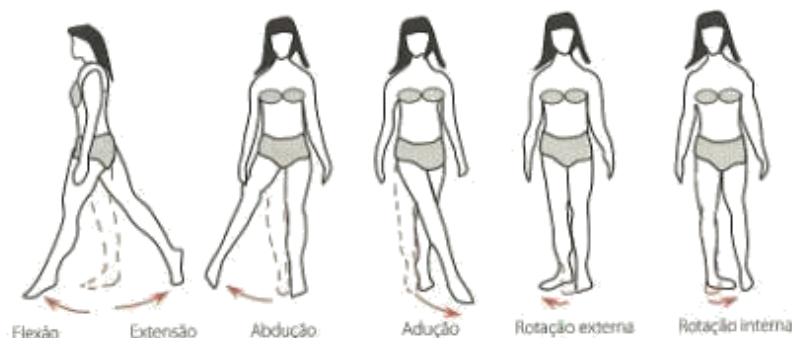


Figura 3 – Movimentos da articulação da anca, [4].

Relativamente aos ângulos dos movimentos da anca, o ângulo com maior amplitude encontra-se no plano sagital, com a fase de flexão a assumir valores entre 0 e 140° e a fase de extensão entre 0 e 15°. No plano frontal, a fase de abdução apresenta uma amplitude de movimento entre os 0 e 30° e a fase de adução um pouco menos, entre os 0 e 25°. Relativamente à fase de rotação, a rotação externa apresenta valores entre os 0 e os 90° e na rotação interna entre os 0 e os 70°, [4]. Pode observar-se através da figura 3 a amplitude de movimentos na anca durante o ciclo de marcha. A amplitude de movimentos é simultânea, existindo movimento nos três planos.

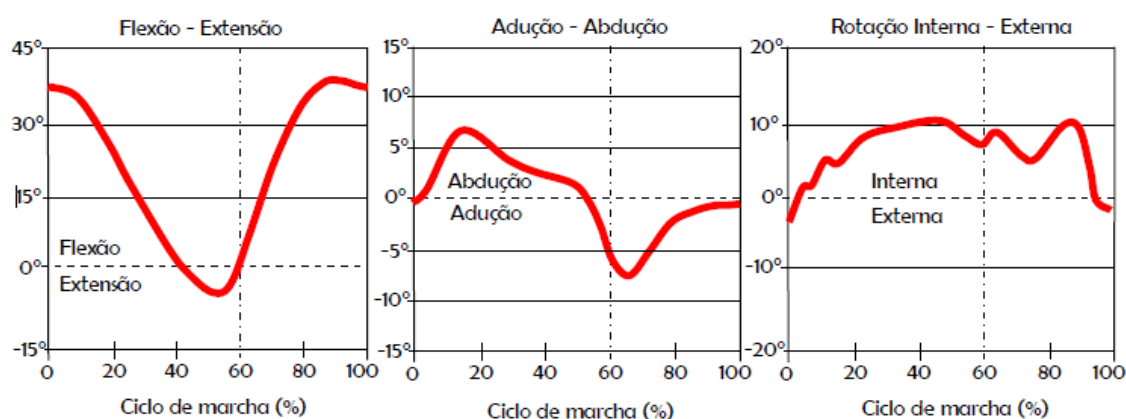


Figura 4- Amplitude de movimento durante o ciclo de marcha, [4].

As forças aplicadas à articulação da anca variam em função da atividade desempenhada, sendo as mais comuns o caminhar, correr, saltar e a mais gravosa, subir e descer escadas. Na figura 4, apresenta-se a média das forças resultantes na articulação para um indivíduo com um peso de 70Kg em diversas atividades. A reação resultante na articulação atinge valores de 260% do peso do indivíduo em descida de escadas e atinge os 240% do peso do indivíduo em caminhada. A reação máxima verifica-se em fases distintas do ciclo de marcha, assim, na caminhada o máximo verifica-se a 17% do ciclo, no levantar e sentar verifica-se a 45% e na descida e subida de escadas a 57% do ciclo de marcha. Os valores apresentados são valores

médios onde se poderão registar valores de 780% do peso do indivíduo. Em situações críticas, como é o exemplo de uma queda, a reação supera os 1000% do peso do indivíduo. Existem situações que agravam a reação como o transporte de objetos e a velocidade de realização dos movimentos [4].

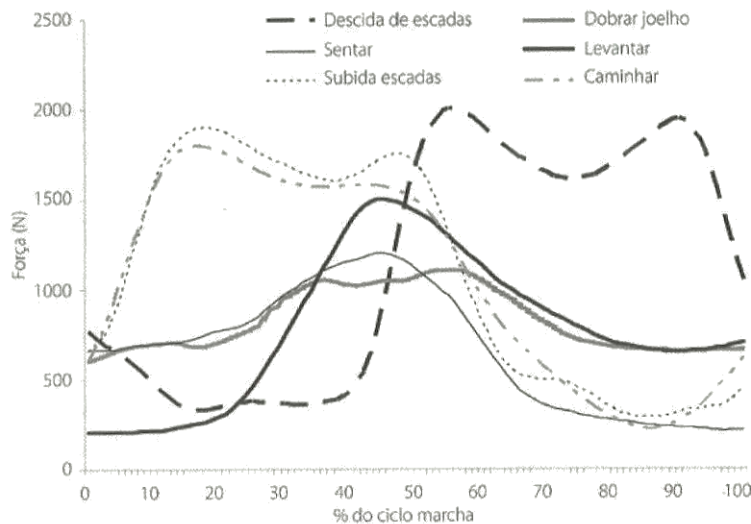


Figura 5 – Cargas médias resultantes na articulação da anca, [4].

1.3 – Artroplastia cimentada da anca

Artroplastia é o termo aplicado a qualquer tipo de cirurgia da qual resulta uma articulação artificial. É uma cirurgia que tem como objetivo o máximo restauro da integridade e funcionalidade da articulação afetada. Esta cirurgia surge pelo aparecimento de situações traumáticas, como são o exemplo das fraturas, e por situações ortopédicas, como são o exemplo a artrose, artrite reumatoide, tumores do colo e da cabeça do fémur, [5]. A substituição da articulação natural da anca por uma articulação artificial designa-se por artroplastia primária. Quando a articulação artificial falha é necessária uma nova intervenção cirúrgica para remoção do implante original e colocação de um novo implante, esta cirurgia designa-se de artroplastia de revisão. Existem várias abordagens cirúrgicas na artroplastia total da anca. As abordagens cirúrgicas dependem do posicionamento do paciente, do implante a ser colocado e da própria escolha por parte do médico. Cada abordagem cirúrgica determina o espaço disponível para aceder ao canal femoral e o espaço disponível para realizar as operações cirúrgicas.

Baseado no Registo Português de Artroplastias de 2010/2011, (RPA), as abordagens cirúrgicas mais utilizadas na artroplastia cimentada da anca são, por ordem decrescente, a abordagem posterior, abordagem lateral, abordagem ântero-lateral e abordagem anterior, [6].

A abordagem anterior, descrita por Smith-Petersen, inicia a incisão no terço ventral da crista ilíaca, cruza a espinha ilíaca ântero-superior e dobra para distal, acompanhando o eixo da coxa entre o tensor da fáscia lata e o sartório. A incisão direciona-se paralela com o eixo da coxa, sobre o tensor de fáscia lata, para proteger o nervo cutâneo femoral lateral. Como vantagens

apresenta boa visão do acetábulo e pouca agressão à vascularização da cabeça femoral. Como desvantagens existe uma ampla dissecação dos músculos inseridos no íliaco e o nervo cutâneo femoral lateral pode ser lesionado resultando em distúrbios disestésicos na anca, [7, 8].

Na abordagem ântero-lateral a incisão curvilínea côncava, descrita por Watson-Jones, inicia-se a 2,5 cm da espinha ilíaca ântero-superior, cruza o trocânter maior e prossegue pela borda anterior do fêmur. Após a secção do subcutâneo, a fáscia lata é seccionada. Esta abordagem cirúrgica é indicada para a fixação interna da fratura do colo do fêmur, tratamento da pseudartrose do colo do fêmur e artroplastia total ou parcial da anca. Como vantagem tem-se uma boa exposição acetabular e boa exposição do colo e cabeça femorais, [8, 9].

A abordagem direta-lateral foi descrita por Hardinge, em virtude de complementar o estudo de McFarland e Osborne feito em 1954. A incisão longitudinal tem como ponto médio o trocânter maior e perlonga-se 8 cm paralelamente ao eixo do fêmur na sua zona anterior. As vantagens desta abordagem são na orientação do implante e colocação do cimento ósseo. Como desvantagens esta abordagem dificulta o acesso quando é necessária uma grande área de exposição, como o caso de cirurgias de revisão, [8, 10, 11].

A abordagem posterior-lateral, abordagem descrita em 1950 por Gibson, é a mais utilizada uma vez que é a abordagem mais simples entre as restantes para além de não interferir com o mecanismo abdutor. A incisão segue a diáfise femoral e na extremidade do trocânter maior curva posteriormente com direção à espinha ilíaca pósterio-superior. Como vantagens apresenta uma boa exposição posterior da articulação e não interfere nem danifica o mecanismo abdutor. Como desvantagem apresenta o aumento de ossificação heterotópica e o risco de paralisia e paresia ciática, [8, 12].

Existem ainda a abordagem medial e as abordagens designadas de mini invasivas. A abordagem medial é indicada para a redução da luxação congênita da articulação da anca, tenotomia do psoas e adutores (um dos sinais da apendicite), neurectomia do nervo obturador, biópsia e ressecção tumoral ao nível do trocânter menor e para artroscopia. A incisão longitudinal medial na coxa inicia-se a 2 ou 3 cm do tubérculo púbico e dirige-se para a zona distal pela face lateral do adutor longo. Com esta abordagem consegue-se uma boa exposição da face medial da articulação. Como desvantagens tem-se uma exposição limitada sem ampliação e a impossibilidade de luxação da articulação, [13]. Nas abordagens mini invasivas, a abordagem mini invasiva posterior foi proposta por Wright, [8]. As vantagens previstas para esta abordagem eram a diminuição de perda do sangue, diminuição do tempo da cirurgia, recuperação mais rápida após operação e questões de estética. Após alguns estudos, [14, 15], verificou-se que esta abordagem não tem significativos benefícios em relação às abordagens tradicionais, notando-se uma melhoria apenas nas questões estéticas uma vez que o comprimento da incisão na abordagem posterior é de 15 a 20 cm e na abordagem mini invasiva o comprimento da incisão é de 5 a 10 cm, [16].

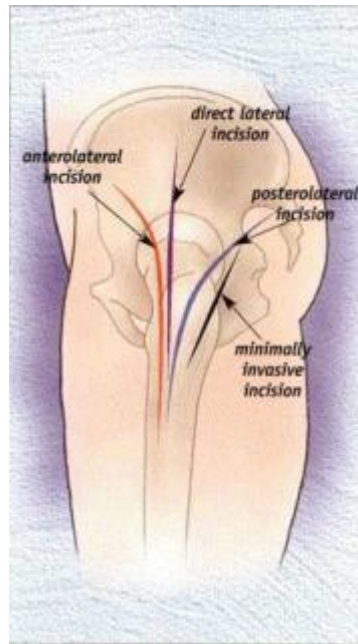


Figura 6 – Exemplos de algumas incisões das abordagens cirúrgicas ântero-lateral, direta-lateral, posterior-lateral e mini invasiva, [17].

Na artroplastia da anca existem duas vertentes cirúrgicas, existe a intervenção na parte acetabular e a intervenção na parte femoral. Relativamente à artroplastia cimentada da anca inicia-se a cirurgia com a incisão na coxa com o objetivo de aceder à articulação, a localização da incisão depende da abordagem cirúrgica efetuada. Procede-se á separação da articulação para a exposição completa do acetabulo e parte proximal do fémur. Na intervenção acetabular, procede-se á fresagem do acetabulo e faz-se a prova e posicionamento da cúpula acetabular. O alinhamento correto da cúpula é fundamental para assegurar boas propriedades de desgaste a longo prazo nas interfaces bem como um bom posicionamento da cúpula permite uma ótima amplitude de movimentos, [18]. Se a cúpula estiver no posicionamento correto consegue-se bons comportamentos tribológicos, baixar a fricção e com isso reduzir o desgaste, [19]. Após a verificação procede-se à implantação da cúpula definitiva. Relativamente à intervenção na parte femoral, realiza-se o corte total da cabeça do fémur, retira-se o osso trabecular proximal e abre-se o canal femoral. Com sucessivos tamanhos de raspas, abre-se continuamente a cavidade do canal femoral até que a medida correta para colocação da haste femoral seja obtida. Após efetuada a prova, introduz-se o tampão intramedular e procede-se á lavagem do fémur. Após preparação prévia, vaza-se o cimento ósseo para o canal femoral e coloca-se a haste femoral pressionando-a. Aguarda-se alguns minutos até que o cimento ósseo polimerize. Em seguida, coloca-se a esfera e finaliza-se o procedimento com a rotação do membro para a posição inicial, levando a esfera ao contato com o componente acetabular através do insert.

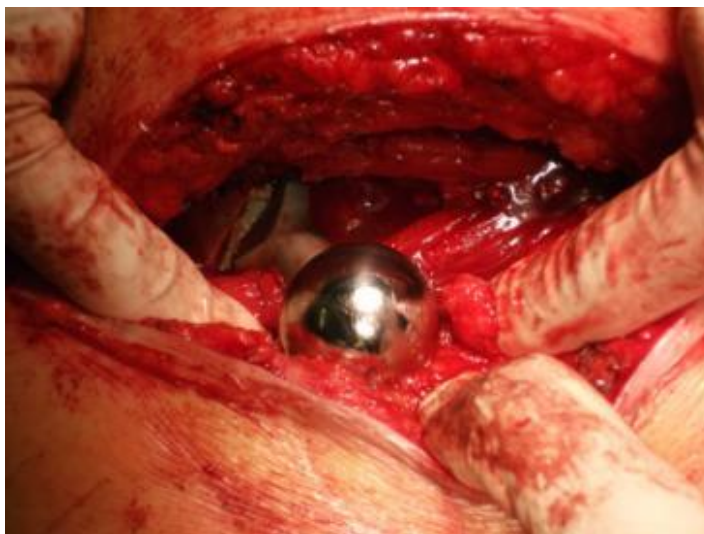


Figura 7 – Implante colocado após artroplastia cimentada da anca, (Hospital da Mealhada, 15-Fevereiro-2013).

Para além da artroplastia total da anca existem métodos alternativos, mais conservadores, como o caso da hemiartroplastia e resurfacing. A hemiartroplastia (hemi de metade e artroplastia de substituição da articulação) assemelha-se a artroplastia total da anca mas apenas se intervém na parte femoral. Este método é utilizado para fraturas na zona proximal da cabeça femoral junto da articulação e no caso de a parte acetabular não ter sofrido qualquer dano. Se a cartilagem do acetabulo não tiver sido afetada a esfera do implante pode ser acoplada sem causar desgaste anormal, isto é, desgaste superior ao desgaste normal na articulação. A artroplastia de revestimento, resurfacing, da anca é um conceito que preserva o *stock* de osso da zona proximal do fémur, oferece estabilidade e grande amplitude de movimentos. Tem como vantagens a recessão óssea mínima a nível femoral e a transmissão de cargas ao fémur proximal. A primeira geração dos implantes surgiu em 1923 e foi concebida por Smith-Petersen, consistia em reformular a cabeça femoral e colocar um componente para revestimento, uma espécie de tampa ou copo que abrangia a cabeça femoral (figura 7A), esta primeira geração data desde então até aos anos 1940. Uma nova geração de implantes para resurfacing surge em 1951, Charnley introduz a primeira cirurgia total resurfacing, abrangendo a parte acetabular. O elevado desgaste, e fraca estabilidade levaram a desenvolvimentos nesta segunda geração com a introdução de novos materiais, utilização de cimento ósseo e novos *designs* que duraram até aos anos 1980s. A terceira geração de implantes (figura 7B) surge no princípio dos anos 1990s com pares articulares maiores e mais tarde com técnica de cimentação híbrida. Esta geração de implantes é a utilizada no presente, [20, 21].

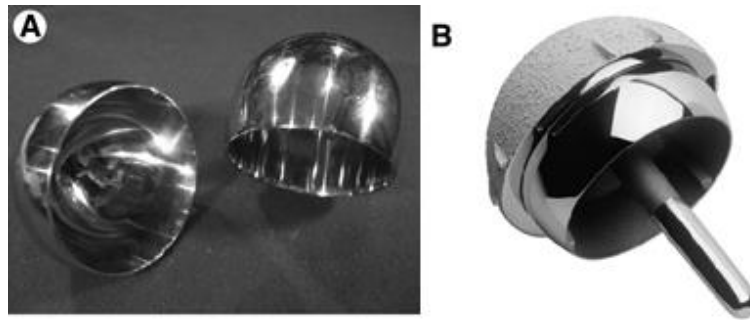


Figura 8 – A) Primeira geração de implantes de resurfacing da anca. B) Exemplo de um modelo de terceira geração para resurfacing da anca, [20].

1.3.1 – Polimerização do PMMA

As cirurgias de reparação e reconstrução de ossos e articulações são cada vez mais frequentes. Nas cirurgias cimentadas os implantes são fixos ao osso através de um cimento ósseo que é comercialmente designado por polimetilmetacrilato (PMMA). O PMMA é uma resina acrílica de auto-cura que polimeriza à temperatura ambiente do bloco operatório (temperatura média de 20°C) sem necessidade de aplicação externa de energia.

A preparação do cimento é feita durante a cirurgia e o invólucro que chega ao bloco operatório contém dois componentes principais, uma saqueta de pó de PMMA e um frasco de monómero líquido que se misturam para iniciar o processo de polimerização. O monómero é uma mistura líquida de metacrilato de metilo monomérico que funciona como ativador, de N,N-dimetil p-toluidine (DMPT) que é o acelerador e hidroquinona que é o estabilizador que tem como função inibir a auto-cura do líquido durante o armazenamento no frasco. O pó é constituído, para além de partículas de PMMA, por um dos três ativadores, peróxido de benzoíla (BPO), dióxido de zircônio (ZrO_2) ou sulfato de bário ($BaSO_4$). Algumas pesquisas têm sido desenvolvidas para melhorar as propriedades térmicas, mecânicas e biológicas do cimento ósseo. Essas pesquisas apresentam como soluções a adição de pequenas partículas de carbono, grafita, aramid, osso, titânio, polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW), tricálciofosfato (TCP) ou hidroxiapatita (HA) no cimento, [5, 22, 23].



Figura 9 – Reação de polimerização.

A preparação do cimento ósseo pode ser dividida em quatro fases, fase de mistura, de espera, de trabalho e de endurecimento, [22]:

- *Na fase de mistura*, junta-se o monómero líquido ao polímero em pó, o preparado deve ser misturado homogeneamente para minimizar o número de poros e aumentar a sua resistência mecânica.
- *Na fase de espera*, o cimento ganha a consistência apropriada para que a massa não adira as luvas do cirurgião e com isso ser facilmente aplicado.
- *Na fase de trabalho*, o cimento é colocado no paciente assim como o implante. A viscosidade deve ser a apropriada para uma boa colocação do implante, não deve ter uma viscosidade elevada para que o cimento se consiga moldar ao osso e com isso preencher todos os interstícios.
- *Na fase de endurecimento*, o cimento endurece totalmente e fixa o implante. O endurecimento é influenciado pela temperatura do próprio cimento, do corpo humano e do implante. É nesta última fase que a temperatura do cimento atinge a temperatura máxima.

Na figura 9, observam-se as fases de preparação do cimento ósseo e os tempos médios decorridos em cada uma das fases. Consideram-se três modelos de cimento ósseo. O modelo Refobacin Palacos R (RPR) que já não é comercializado e que foi substituído por Palacos R + G (PRG) e por Refobacin Bone Cement (RBC). Na mesma figura observa-se ainda a influência da temperatura na preparação do cimento ósseo e em que medida afeta os tempos de preparação. Na parte superior da figura representam-se os tempos da preparação do cimento efetuada a uma temperatura ambiente de 23°C e na parte inferior do gráfico é representado os tempos de preparação para uma temperatura de 4±2°C. Verifica-se um aumento dos tempos na fase de mistura e de trabalho para uma preparação do cimento a uma temperatura inferior, [24].

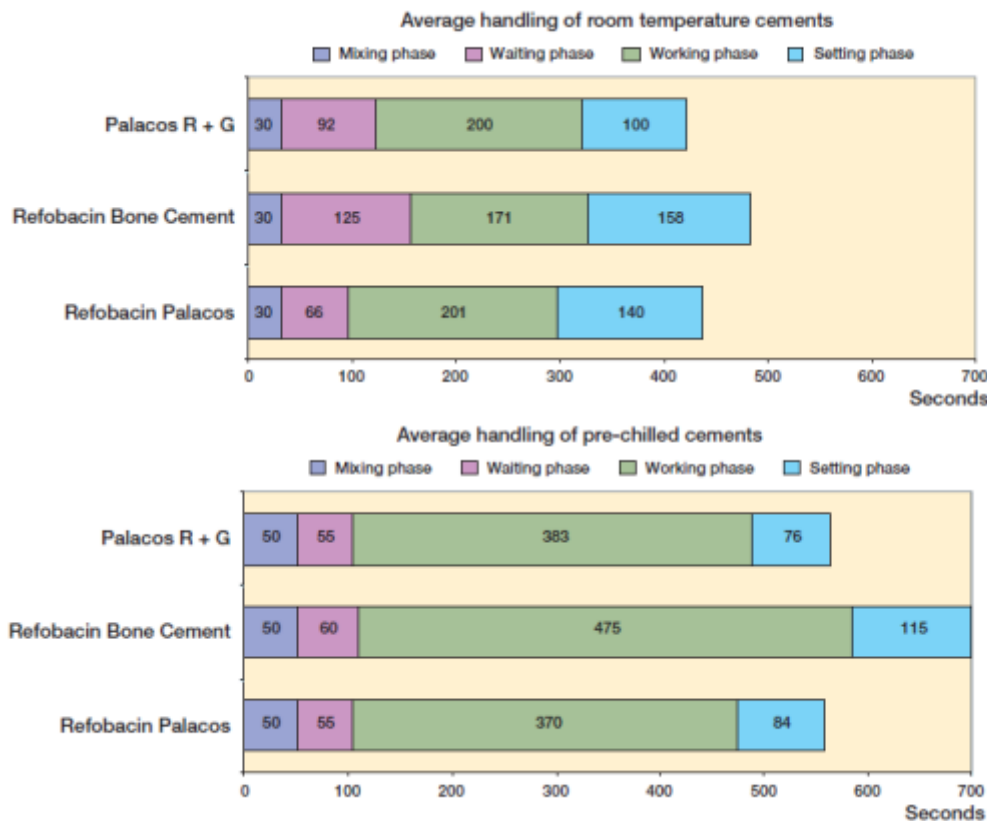


Figura 10 – Comparação dos tempos de preparação do cimento ósseo à temperatura ambiente (23°C) e arrefecido (4°C), [24].

Também a viscosidade do cimento ósseo é dependente do tempo. Desde o instante em que os constituintes do PMMA se unem na fase de mistura, a sua viscosidade aumenta de forma exponencial até ao seu completo endurecimento. Verificou-se na figura 9, que diminuindo a temperatura na preparação do cimento ósseo os tempos das fases variam. Não só os tempos mas também a temperatura da reação de polimerização irá ser alterada, ir-se-á abordar este tema da temperatura na polimerização no subcapítulo Necrose de origem térmica. Algumas variáveis, tanto endógenas como exógenas podem afetar o rendimento do PMMA. Os fatores endógenos incluem a variação dos componentes, razão de quantidades na formulação entre monómero e polímero, peso molecular e tamanho físico da amostra. Os fatores exógenos, para além de tempos e temperaturas na preparação do cimento, incluem a retenção de ar na mistura, água e fluidos corporais, temperatura e esterilização, [22]. É verificado que ao aumentar-se a razão de monómero líquido em detrimento do pó polimérico existe um aumento de temperatura na polimerização. O tamanho de grão do pó polimérico também está diretamente relacionado com a futura porosidade verificada no cimento, [25].

Um parâmetro importante no processo de polimerização é a técnica usada na preparação do cimento ósseo, variando este parâmetro e o tempo de polimerização varia-se as porosidades na mistura. Como técnicas existem a mistura manual, por centrifugação, a vácuo e por agitação

ultrassônica. Na mistura manual o monômero líquido é adicionado ao polímero em pó num pequeno reservatório e é misturado com uma espátula durante um curto intervalo de tempo (entre os 45 a 120 segundos, dependendo do fabricante do cimento). Na centrifugação os componentes do cimento ósseo previamente adicionados são colocados numa seringa e levados para a centrífuga onde são misturados. Na mistura a vácuo o monômero líquido é adicionado ao polímero em pó e é aplicado o vácuo a pressões que variam entre os 5 e 100KPa enquanto se dá a mistura. Na agitação ultrassônica os componentes são adicionados num reservatório que é colocado num prato vibratório enquanto é misturado manualmente com uma espátula.

Algumas das vantagens da utilização do PMMA é de se estar perante um material que é um bom substituto do osso, devido ao seu peso, dureza e estabilidade. Tem uma baixa condutividade térmica, elétrica e magnética, tem boa capacidade de moldagem ao fémur, isto é, o PMMA tem a capacidade de se moldar á superfície do canal femoral e assim preencher todo o espaço evitando o surgimento de vazios entre o implante e o osso, [26]. Com uma boa fixação do PMMA ao implante aumenta-se a longevidade da artroplastia. O PMMA permite ainda a adição de antibióticos em pacientes com histórico de predisposição a infeções, [22]. A aplicação do cimento ósseo na artroplastia da anca traz ao paciente um tempo de recuperação mais acelerado comparativamente a artroplastia não cimentada.

1.3.2 – Resistência da interface Implante-PMMA

De entre as interfaces implante-cimento-osso, na parte femoral da artroplastia cimentada da anca, a interface Implante-PMMA é frágil e onde surgem complicações ao identificarem-se porosidades e subseqüentemente microfendas no PMMA que poderá causar a perda do implante, [27-29].

Na sua polimerização, o PMMA não começa a reação uniformemente, isto é, no manto de cimento existem regiões onde, devido a algumas características, se reúnem condições mais favoráveis que fomentam o início da reação. Como característica principal tem-se a temperatura. Bishop *et al.* constatou que num cimento ósseo standardizado, na artroplastia total da anca quando a haste femoral é colocada á temperatura ambiente a reação de polimerização tem início na interface mais quente, interface PMMA-Osso (temperatura do osso de 37°C) propagando-se em direção ao local de menor temperatura, a haste femoral, ultima região a polimerizar, [30].

A resistência estática e de fadiga são diminuídas com o aumento da porosidade. Na região onde se verifica a porosidade surgem microfissurações na interface Implante-PMMA que se propagam pelo cimento. As microfissurações desenvolvidas e difundidas aumentam o seu tamanho devido a sucessivas cargas ocorridas em simples atividades diárias como o ciclo de marcha, corrida ou subir/descer escadas. Com o tempo as fissurações causam fraturas no cimento ósseo que por sua vez causam a separação do implante, figura 10. A solução encontrada é a da diminuição do número de poros e assim aumentar a qualidade da fixação. As porosidades acontecem no próprio PMMA devido á má mistura na preparação do cimento, e na interface Implante-PMMA devido á retração do cimento na sua polimerização, [31].

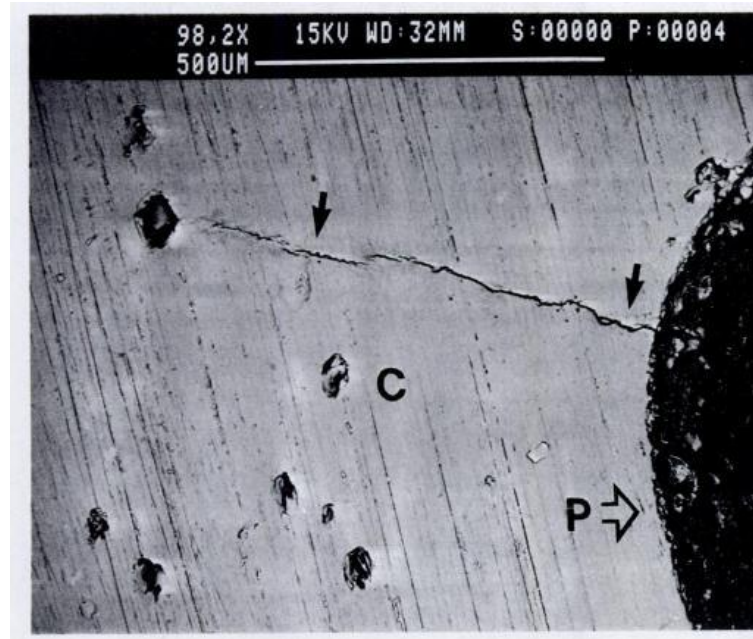


Figura 11 – As setas indicam a fissura através do cimento ósseo. Onde se verificam algumas porosidades do cimento ósseo. C-cimento ósseo, P-prótese, [29].

As porosidades no PMMA podem ser formadas a partir de bolhas de ar que ficam retidas na mistura do polímero e monómero bem como na própria ebulição do monómero na reação de polimerização. Existem algumas técnicas, como descrito no subcapítulo anterior, para diminuir as porosidades no PMMA como a mistura a vácuo e a centrifugação, contudo são técnicas que não removem as porosidades na interface Implante-PMMA, região crítica. As porosidades na interface Implante-PMMA devem-se a características reológicas do cimento, evaporação do monómero e principalmente à retração do cimento, [28, 31, 32].

Ao se colocar o implante, a cura do cimento tem início na parte mais quente, que é o osso (37°C), acabando a polimerização na parte mais fria, que é o implante, que se encontra à temperatura do bloco operatório (20°C), assim a interface Implante-PMMA é o local onde surgem as porosidades. Alguns artigos demonstram que ao colocar um objeto com temperatura mais elevada junto da interface Implante-PMMA a quando da cura do cimento, consegue-se diminuir as porosidades nessa interface. Se o implante for colocado a uma temperatura superior à temperatura do osso (37°C) consegue-se o que é designado de inversão do sentido de polimerização do cimento ósseo fazendo com que a cura do PMMA se inicie na interface Implante-PMMA e finalize na interface PMMA-Osso onde passam a surgir as porosidades devido a retração do cimento própria da polimerização. As porosidades na interface PMMA-Osso serão colmatadas com o crescimento ósseo, [27, 30, 31, 33].

Matthew Pelletier *et al.* estudou a influência da temperatura na distribuição das porosidades no cimento ósseo. Neste estudo concluiu-se que a maior vantagem do aquecimento do implante é o aumento das propriedades mecânicas da ligação. Verificou-se que as porosidades se situam na interface Implante-PMMA quando o implante é colocado à temperatura ambiente e

se deslocam para o interior do cimento ósseo quando o implante é aquecido conseguindo-se uma interface mais homogênea. Relativamente ao tamanho das porosidades, encontraram-se porosidades de menor dimensão no PMMA onde os implantes foram colocados mais frios e porosidades de maior dimensão no PMMA onde os implantes foram colocados a temperaturas superiores, [27]. De realçar que cada cimento ósseo reage de forma diferente ao ambiente de cura.

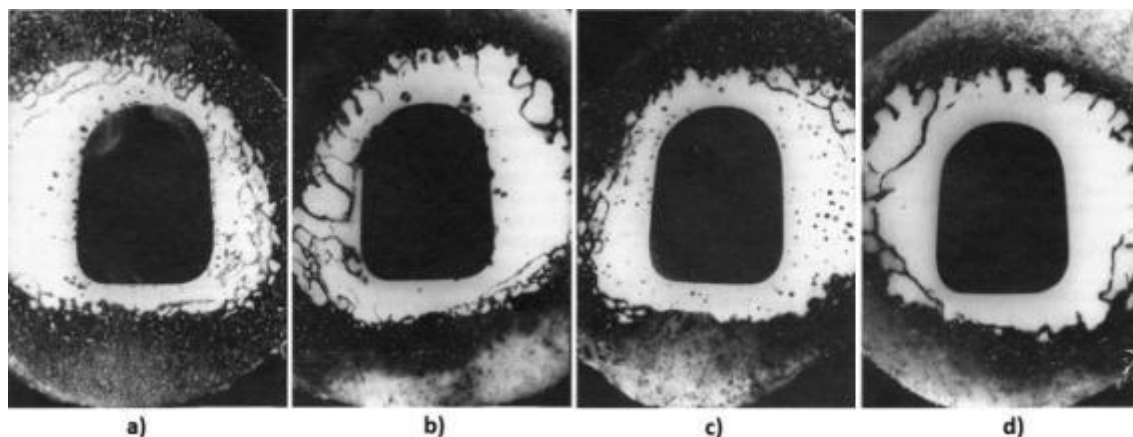


Figura 12 – a) Mistura manual e haste colocada a 23°C. b) Mistura a vácuo e haste colocada a 23°C. c) Mistura manual e haste colocada a 44°C. d) Mistura a vácuo e haste colocada a 44°C, [30].

Ao diminuir-se as porosidades, através do aquecimento do implante, consegue-se uma diminuição das tensões causadoras de microfendas, [34, 35]. Esse aumento de temperatura do implante causa o aumento de temperatura a que se dá a polimerização do cimento, e consequentemente um aumento da temperatura da interface PMMA-Osso. Outra possibilidade de diminuir as porosidades no PMMA e principalmente na interface Implante-PMMA é a do arrefecimento do canal femoral. Assim, em vez de se aquecer o implante, arrefece-se o osso antes de se colocar o cimento ósseo. O objetivo é que se obtenha uma diferença de temperatura, comparada ao do aquecimento do implante, fazendo com que a polimerização do cimento ósseo tenha início na interface Implante-PMMA. Consegue-se assim diminuir as porosidades e diminuir a temperatura máxima atingida nas interfaces e no interior do PMMA. A desvantagem desta solução é o tempo de polimerização do cimento ósseo que sofre um aumento de cerca de 1,4 minutos. Esta alternativa de arrefecimento do canal femoral foi colocada para que seja diminuída a probabilidade de ocorrer necrose de origem térmica causada pela polimerização do PMMA, [36].

1.3.3 – Necrose de origem térmica

Necrose térmica é a designação dada ao processo de morte celular que acontece quando as células estão sujeitas, num determinado tempo, a uma temperatura que ultrapassa o limite tolerado pelo organismo, isto é, a temperatura atingida no osso é superior á temperatura suportada para que a regeneração celular aconteça. As razões que levam à necrose térmica têm

sido discutidas e apresentadas na literatura como efeitos locais citotóxicos do monómero do cimento, irritação mecânica das células ósseas e devido ao calor gerado na reação exotérmica de polimerização, [37-39].

Moritz e Henriques estudaram os efeitos da temperatura no osso, sugerem que a necrose das células ocorre 30 segundos após exposição a uma temperatura de 55°C e 5 horas após uma exposição a temperatura de 45°C, (figura 12), [40]. Lundskog, observou a ocorrência de necrose celular no osso após 30 segundos de exposição a uma temperatura de 50°C, temperatura mais baixa que Moritz e Henriques observaram. Lundskog, no seu estudo, estabeleceu ainda que a incapacidade regenerativa do tecido ósseo acontece instantaneamente após exposição a temperaturas de 70°C, [41, 42].

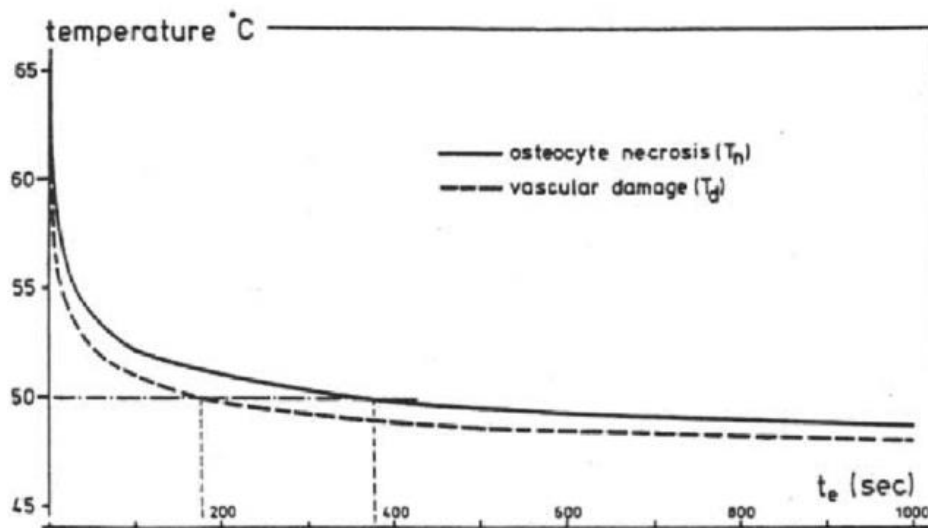


Figura 13 – Dependência do tempo e da temperatura para ocorrer necrose térmica. Curvas apresentadas por Moritz e Henriques, [43].

Vanessa Boner *et al.* apresenta a temperatura de 60°C para a imediata incapacidade regenerativa do tecido ósseo. Defende que a temperaturas inferiores o dano causado depende do tempo de exposição, defende que a temperaturas de 45°C o tempo de exposição é de 600 segundos, para temperaturas de 47°C o tempo de exposição é de 60 segundos e para temperaturas de 50°C o tempo de exposição é de 30 segundos. Vanessa Boner estudou também a influência da espessura do manto de cimento ósseo nas temperaturas geradas. Tabela 1. Constatou que quanto mais elevada for a espessura do manto de cimento, mais críticas as temperaturas se tornam. Para 1mm e 3mm não se verificou risco de ocorrer necrose de origem térmica no osso, mas para 7mm de espessura a temperatura crítica foi excedida, [44].

Tabela 1 – Influência da espessura de PMMA nas temperaturas geradas no implante, PMMA e interface PMMA-Osso, [44].

Espessura de PMMA (mm)	Volume de PMMA (cc)	Temperaturas (°C)		
		Implante (Aço Inox)	PMMA	Interface PMMA-Osso
1	0,7	33,0 ± 1,4	36,2 ± 0,7	36,4 ± 0,4
3	2,5	37,7 ± 1,1	42,2 ± 1,5	40,2 ± 1,0
5	5,0	42,9 ± 0,8	52,0 ± 1,0	44,4 ± 0,9
7	8,0	43,7 ± 0,9	63,3 ± 1,2	49,2 ± 1,7

A distribuição das temperaturas no implante bem como na sua interface é influenciada por inúmeras variáveis, tais como o implante (forma, geometria, dimensão), espessura do manto de cimento, propriedades do cimento, condutividade térmica dos materiais envolventes, etc. Estabeleceu-se por isso uma norma – ISO 5833 – para parametrizar as temperaturas atingidas no interior do cimento ósseo onde se podem atingir temperaturas de 66°C – 82,5°C. Contudo a norma standardizada não corresponde á realidade visto que o Teflon, usado na elaboração da norma, não se compara ao sistema Implante-PMMA-Osso, nem á condutividade térmica destes materiais, [44].

Com o objetivo de reduzir a temperatura gerada na polimerização do cimento ósseo e com isso reduzir a probabilidade de ocorrer necrose de origem térmica alguns estudos foram desenvolvidos. Smith e Eppley desenvolveram e patentearam um cimento ósseo constituído por dois tamanhos de grão do polímero. Assim ao adicionarem um grão de tamanho superior, o grão de menor tamanho ocupa os interstícios restantes. Consegue-se por isso reduzir a quantidade de matéria polimerizável e assim reduzir o calor resultante na reação exotérmica [25]. Charles Baker *et al.* sugere que no momento de preparação do cimento ósseo após a fase de mistura do monómero e polímero se congele o cimento. Antes da aplicação do cimento no canal femoral, fornece-se calor ao cimento para este descongelar mas apenas até o cimento se conseguir moldar, reduzindo assim o pico de temperatura libertado na reação de polimerização, figura 13. O processo de congelação do cimento ósseo é feito através de radiação eletromagnética para assegurar a esterilização, [5].

Outra forma de se atingirem temperaturas mais baixas no osso é o pré-arrefecimento do implante. Assim a temperatura atingida na polimerização do PMMA é inferior á que aconteceria a uma temperatura ambiente. Ao se arrefecer o implante o tempo da reação de polimerização aumenta como acontece com o arrefecimento no canal femoral, descrito no subcapítulo anterior. Para além de se aumentar o tempo de polimerização, as propriedades do cimento são mais fracas, [45].

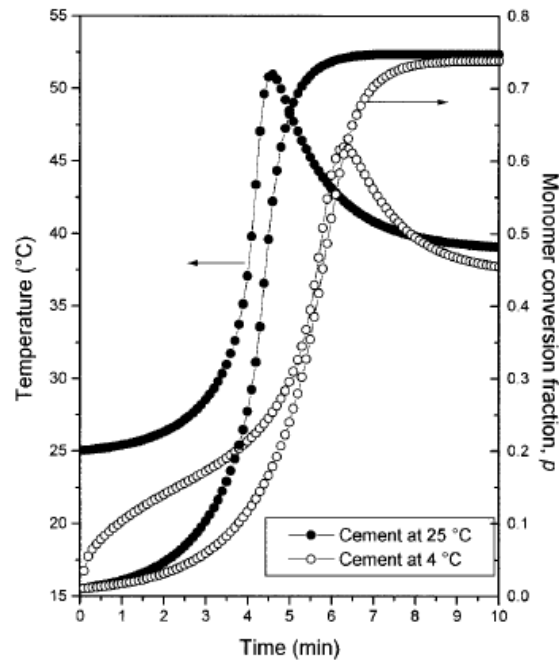


Figura 14 – Influência da temperatura inicial do cimento ósseo nas temperaturas atingidas e na conversão do monômero na interface PMMA-Osso. Espessura de cimento de 6mm e temperatura inicial do implante a 25°C, [46].

Através da figura 14, consegue observar-se que para diferentes temperaturas de polimerização do PMMA se obtém diferentes tempos de polimerização. Ao aumentar-se a temperatura à qual ocorre a polimerização, consegue-se diminuir o tempo da reação. Para além disso, quando a polimerização ocorre mais rapidamente a potência libertada pelo calor também é maior existindo a preocupação de se poderem atingir as temperaturas críticas causadores de necrose térmica.

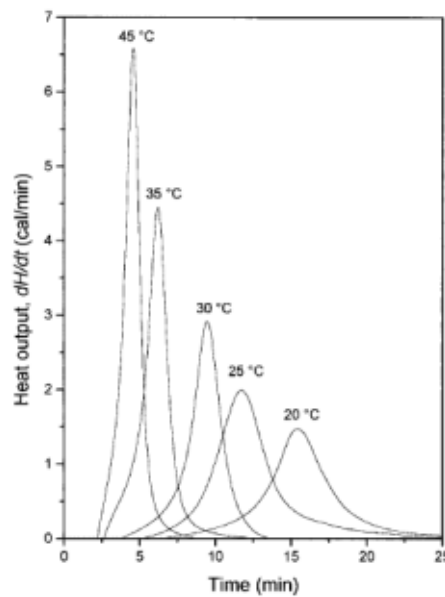


Figura 15 – Fluxo de calor produzido em função do tempo e temperatura de cura, [46].

Fazendo uma retrospectiva dos subcapítulos anteriores conclui-se que existe a possibilidade de diminuir a quantidade de porosidades na interface Implante-PMMA com o aquecimento do implante. Assim consegue-se uma melhoria nas propriedades mecânicas da ligação reduzindo as tensões geradas e as microfissuras na interface e com isso poder alcançar uma maior longevidade da cirurgia. Ao se aquecer o implante a temperatura a que se dá a polimerização aumenta. Aumenta-se por isso a probabilidade de ocorrer necrose de origem térmica no osso. A possibilidade de se diminuir a temperatura à qual ocorre a polimerização e diminuir a probabilidade de ocorrer necrose de origem térmica é o arrefecimento do implante. No âmbito de tentar controlar o aquecimento e arrefecimento do implante na artroplastia cimentada foi desenvolvido o princípio de funcionamento de um dispositivo patenteado por Completo *et al* (2009) . Mais recentemente esse princípio de dispositivo foi aplicada à artroplastia do joelho, [48], com a aplicação ao prato tibial, [49].

Capítulo II – Desenvolvimento do conceito do dispositivo

2.1 – Introdução

No presente capítulo efetua-se um estudo da diversidade dos implantes existentes no mercado. A geometria e a dimensão das hastes femorais assumem importância na concepção do dispositivo para controlo da temperatura. Após conhecimento das particularidades dos implantes existentes determina-se o envelope de trabalho disponível para colocação do dispositivo durante a cirurgia. Apresentam-se algumas propostas de conceitos para o dispositivo e modo de funcionamento, que após reflexão das vantagens e desvantagens, seleciona-se um conceito para fabrico.

2.2 – Estudo da diversidade geométrica e dimensional da haste femoral

À presente data, existe uma grande panóplia de implantes que podem ser classificados em diferentes grupos. Podem ser agrupados quanto a técnica a usar, sendo cimentados, não cimentados e híbridos, podem ser agrupados em monoblocos e modulares e podem ser agrupados quanto a sua aplicação, isto é, numa cirurgia primária ou numa cirurgia de revisão. Nos implantes cimentados, utiliza-se o cimento ósseo para a fixação do implante ao osso e transmissão de forças resultantes do movimento da articulação, nos implantes não cimentados existem técnicas como press-fit, onde o implante é fixado ao osso através de aperto, revestimento poroso, onde existe um revestimento com grânulos da superfície do implante ou ainda revestimento com hidroxiapatite para promover e acelerar o crescimento ósseo. Os implantes podem ainda ser classificados como híbridos quando apenas uma parte, normalmente a parte femoral, é cimentada e a outra parte, normalmente a parte acetabular, é não cimentada.

A diferença entre os implantes monoblocos e os modulares é, como o próprio nome indica, no número de constituintes. Os implantes monoblocos são constituídos por uma única peça e por isso são constituídos por um único material. Na parte acetabular, a cúpula e o insert nos monoblocos são uma peça apenas, tipicamente de polietileno para as cimentadas e de cromo-cobalto (CrCo) para as não cimentadas. Nos implantes modulares existem diferentes materiais para o insert como Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) ou cerâmico. Relativamente às hastes femorais, para além da melhor conjugação de materiais, os implantes modulares permitem alterar o comprimento da haste e o diâmetro da esfera reajustando, se assim for necessário, as dimensões do implante durante a cirurgia. Os materiais das hastes femorais são tipicamente em titânio (Ti6Al4V), Cromo-Cobalto-Molibdénio (CoCrMo, normalmente designado por cromo-cobalto) e aço inoxidável. De realçar que a maioria dos implantes utilizados é modular, em 1994 cerca de 90% dos implantes eram já modulares, [6, 50].

Quanto à sua aplicação, os implantes diferem na sua dimensão onde por norma numa cirurgia de revisão são aplicados tamanhos maiores e hastes mais compridas. Este fato é explicado por numa cirurgia de revisão haver uma menor quantidade de osso disponível para a fixação do implante comparativamente à cirurgia primária visto que para remover o implante primário retira-se uma grande quantidade de osso ficando-se assim com menos *stock* de osso para implementação do novo implante.

De acordo com o RPA de 2010/2011, ultimo relatório publicado á presente data, as companhias mais representadas nas hastes femorais não cimentadas são a DePuy, a Biomet e a Stryker, com um número de 1559, 1418 e 1148 hastes aplicadas respetivamente. Os modelos de hastes predominantemente utilizados são o modelo Corail da DePuy presente em 1382 casos, o modelo ABG II da Stryker em 946 casos e o modelo Taperloc da Biomet em 687 casos. Nas hastes femorais cimentadas as empresas mais representadas são a Zimmer (463 casos), a Biomet (295 casos) e a Stryker (231 casos). Quanto aos modelos das hastes femorais mais utilizados são o Müller (da companhia Zimmer com 455 casos, da companhia OHST com 205 casos e da companhia Biomet com 187 casos), o modelo Exeter V40 da Striker (161 casos) e o modelo Classis-Plus da Link (com 157 casos). Denota-se que várias companhias fornecem o modelo Müller sendo este modelo o mais frequentemente escolhido em Portugal, tabela 2.

Tabela 2 – Companhias que comercializam o modelo Müller.

Companhia	Nº de Casos
Zimmer	455
OHST	205
Biomet	187
Smith & Nephew	78
Lafitt	8
DePuy	2
TOTAL	935

Relativamente ao pescoço do implante, local mais importante para a troca de calor visto ser a zona livre disponível após a colocação do implante no canal femoral, existem vários tamanhos e ângulos associados a cada modelo. A variação do ângulo do pescoço do implante permite uma variação da amplitude do movimento (ROM – *Range Of Motion*) e a dimensão do pescoço está relacionada com o tamanho da esfera a ser colocada. Existem duas conjugações no dimensionamento do pescoço dos implantes modulares: 8/10 e 12/14. Estas conjugações relacionam-se com os diâmetros do tronco cone, onde o primeiro valor é sempre o menor diâmetro. Nos modelos monoblocos a variação do diâmetro da esfera é de 22mm a 36mm. Relativamente ao ângulo do pescoço do implante a gama de valores situa-se entre os 125° e 138°. Apresenta-se na tabela 3, um apanhado das características dos vários modelos modulares e na figura 15 a representação dos diâmetros do tronco cone e do ângulo entre o pescoço e a haste femoral.

Tabela 3 – Principais dimensões do pescoço de alguns implantes modulares.

Companhia	Modelo	Ângulo (α)	Dimensão
Link	Classic-Plus	126°	12/14 mm
Striker	Exeter	125°	--
	ABG II	130°	--
JRI	Furlong	127°	12/14 mm
DePuy	C-Stem AMT	130°	12/14 mm
B Braun	Excia	128° (lateral) 135°	8/10 mm
	Bicontact	128° (lateral) 135°	8/10 mm 12/14 mm
	Prevision	--	12/14 mm
	Cemfitt	--	12/14 mm
Lafitt	Cemfitt	--	12/14 mm
Smith&Nephew	Emperion	131°	12/14 mm
Biomet	Taperloc	138°	--
	ART	138°	--

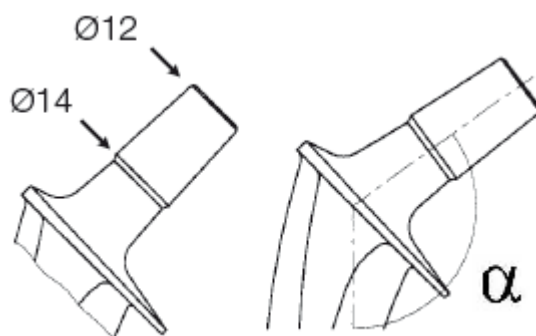


Figura 16 – Representação dos diâmetros do tronco cone e ângulo entre o pescoço e a haste femoral, [51].

Algumas companhias além de disponibilizarem modelos com diferentes ângulos e dimensão do pescoço, fornecem os designados implantes de modelo *standard* e implantes de modelo lateralizado. Os modelos lateralizados têm um deslocamento do término do pescoço que permite abranger maiores tamanhos, assim este *offset* do implante é utilizado para colocação em pacientes em que o osso fémur está deslocado, para a parte lateral, em relação ao osso coxal. Na figura 16, apresenta-se um modelo *standard* e um modelo lateralizado modulares e um modelo monobloco.

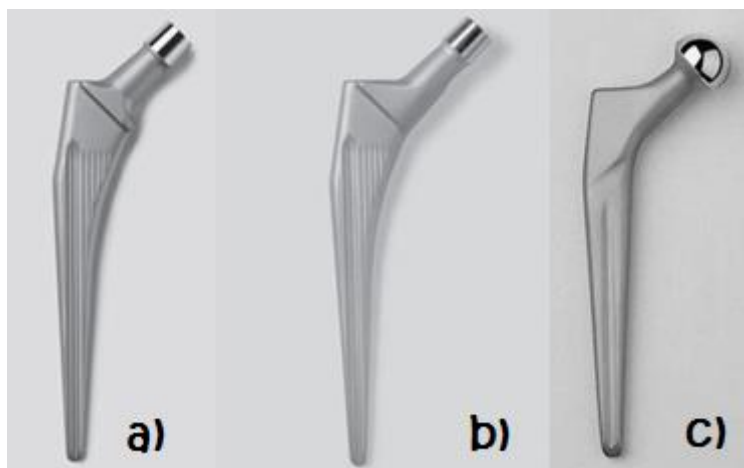


Figura 17 – a)Modelo Standard, b)Modelo lateralizado e c) Modelo monobloco, ambos da companhia Zimmer.

Outra particularidade que difere nos vários modelos dos implantes é o fato de existirem implantes com colar e implantes sem colar. Essa particularidade também assume importância na propagação do calor no implante uma vez que nos implantes com colar existe mais quantidade de material nessa zona o que causa um diferente gradiente de temperatura em relação ao tempo de troca de calor comparativamente ao implante sem colar. Na figura 17 pode observar-se um implante sem colar e um implante com colar.



Figura 18 – a)Implante sem colar, b) Implante com colar.

Na tabela 4 apresenta-se um resumo das características geométricas dos diferentes modelos de implantes. Características como o material, o comprimento mínimo e máximo da haste, o implante ser modular ou monobloco, o ângulo entre o pescoço e a haste femoral, o comprimento mínimo e máximo do pescoço e o diâmetro do tronco cone ou da esfera nos implantes modulares ou monoblocos, respetivamente, são características que assumem

importância na propagação do calor, pretendido no presente trabalho. Recorreu-se aos catálogos dos fabricantes para se reunirem as informações sobre essas características. Denota-se alguma reserva por parte das companhias no fornecimento de informações de alguns parâmetros dos implantes nos seus catálogos principalmente dimensões do pescoço do implante. A figura 18 complementa a análise da tabela 4 mostrando as dimensões consideradas importantes na propagação do calor no implante.

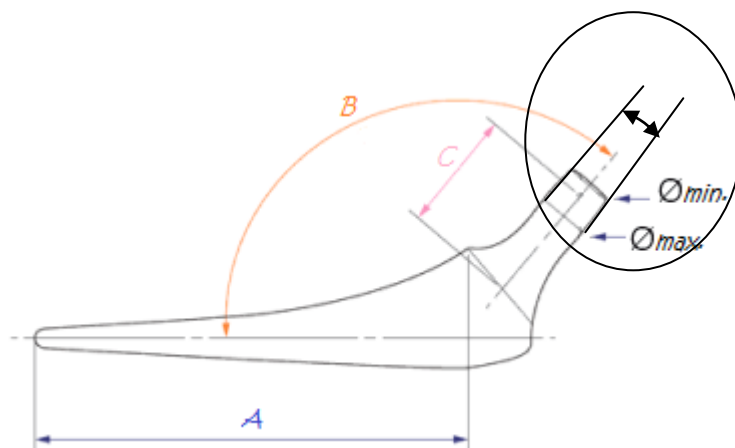


Figura 19 – Esquema dos principais elementos dimensionais na haste femoral da anca.

Tabela 4 – Diversidade dimensional das hastes femorais na artroplastia da anca.

Ø Max. Cone	Ø Min. Cone	Pescoço max. [C]	Pescoço min. [C]	Colo do implante	Ângulo (B)	Tipo de implante	Haste max. (A)	Haste min. (A)	Material	Modelo	Marca
—	—	39	31	Sem colar	130°	Modular	135	100	CrCo	ABG II	Striker
—	—	38,7	32	Sem colar	125°	Modular	260	134	Aço Inox	Exeter V40	
14	12	—	—	Sem colar	—	Modular	200	162	Aço Inox e Titânio	Bloctitt	Lafitt
14	12	—	—	Com colar	126°	Modular	150	150	CrCo	Classic-Plus	Link
14	8	—	—	Sem colar	135° (128° lateral)	Modular	—	—	CrCo	Excia	B Braun
—	—	—	—	Sem colar	138°	Modular	—	—	Aço Inox	ART	Biomet
14	12	42,6	34,3	Sem colar	133° 138°	Modular	170	135	Titânio e CrCo	Taperloc	
14	12	43	32	Com colar	130°	Modular	—	—	—	C-Stem	DePuy
14	12	43,2	38,5	Com e sem colar	125° 135°	Modular	190	115	—	Corail	
14	12	—	—	Sem Colar	127°	Modular	—	—	Aço Inox	Furlong	JRI
14	12	50	26	Sem colar	131°	Modular	260	140	Titânio	Emperion	Smith & Nephew
—	—	—	—	Sem colar	—	Modular	175	125	CrCo	Profemur	Wright
—	22	45	24	Sem colar	130°	Monobloco	230	130	Aço Inox	Stallion	Groupe Lepine

2.3 – Determinação do envelope de trabalho do dispositivo

O tamanho e geometria do dispositivo a conceber estão diretamente condicionados com o espaço disponível após a colocação da haste femoral no fémur. Como referido anteriormente, o espaço disponível depende da abordagem cirúrgica, que por sua vez depende do implante a colocar, do posicionamento do paciente e da própria escolha do médico. Foi observada uma artroplastia cimentada da anca no Hospital da Mealhada para compreender o espaço disponível após colocação da haste femoral para manipulação do dispositivo bem como observar todo o instrumental utilizado durante a artroplastia para se extrair informação sobre o tamanho do dispositivo. Verificou-se que o espaço disponível na zona mais interior da incisão é um quadrado com cerca de 40mm de lado. O espaço disponível aumenta em forma piramidal regular de bases quadradas, com a base maior situada no exterior da incisão. Consegue-se obter um quadrado com 80mm de lado na zona inicial da incisão (figura 19).

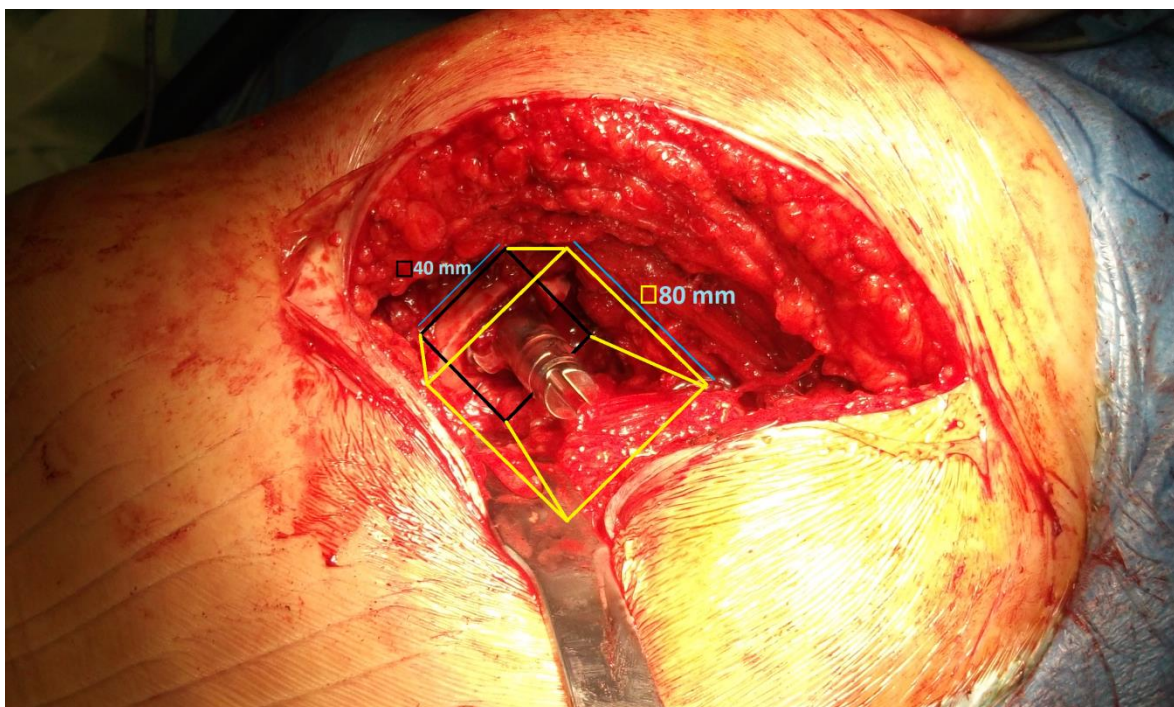


Figura 20 – Avaliação das dimensões livres para aplicação do dispositivo, (Hospital da Mealhada, 15-Feveireiro-2013).

Na figura 20, para melhor perceção do espaço, bem como do ângulo entre o pescoço do implante e o membro do paciente, pode-se verificar com a ferramenta broach (cabo das raspas) colocada, que existe uma zona disponível para o desenvolvimento da construção do dispositivo.

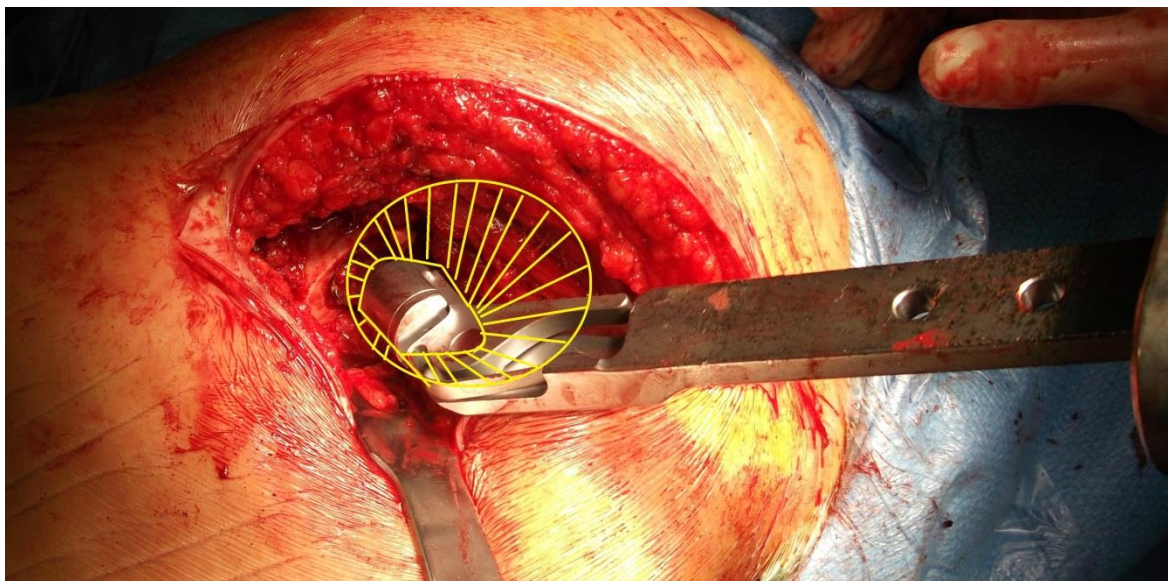


Figura 21 – Espaço disponível para aplicação do dispositivo, (Hospital da Mealhada, 15-Fevereiro-2013).

Em resumo, o volume disponível para aplicação do dispositivo na zona do colar da haste femoral não pode exceder um paralelepípedo de 40 mm de lado e 80 de altura, sendo que a partir deste volume o dispositivo pode-se expandir em todas as direções. Igualmente é possível concluir da análise ao processo cirúrgico e de cimentação da anca que o dispositivo deve também assegurar a função de posicionamento da haste femoral durante a fase de polimerização do cimento, sendo que para este posicionamento deve conter uma pegadura que permita ao cirurgião pegar e controlar a posição da haste femoral no canal femoral.

2.4 – Geração do conceito do dispositivo

2.4.1 – Introdução

O conceito de dispositivo a gerar irá ser manuseado durante uma cirurgia, logo terão de ser tomados em consideração diversos aspetos relacionados com a proteção do paciente assim como dos médicos que o vão manusear. Desde logo a dimensão e peso do dispositivo, que deve ser manuseado por um único médico de modo a facilitar todo o processo, deve ser manipulado no envelope de trabalho disponível e o seu contato com os tecidos do paciente não deve gerar qualquer tipo de dano físico ou térmico a este. Na escolha dos materiais para a conceção do dispositivo deve-se ter em atenção a necessidade de esterilização do dispositivo antes da cirurgia, bem como a forma, geometria e montagem que, para ao fim de cada cirurgia, se proceda à lavagem do dispositivo para nova utilização. O peso do dispositivo também é uma matéria de importância, visto que o dispositivo será suportado pelo médico, bem como o modo de funcionamento já que deve ser utilizado com bastante destreza pelo médico, sendo que o seu controlo deve ser de fácil realização.

O dispositivo a conceber inicia a sua fase de utilização após a introdução da haste femoral no canal femoral, já preenchido com o cimento ósseo. Nesta fase o dispositivo é encaixado no colar da haste femoral sendo iniciado o seu ciclo, terminado este quando se completa a polimerização do cimento ósseo após alguns minutos. De seguida retira-se o dispositivo e avança-se com o procedimento cirúrgico habitual.

Todo o procedimento de limpeza, manutenção e esterilização segue um meticuloso circuito. Nesse processo existe a limpeza prévia e desincrustação dos resíduos que aderiram ao material durante a cirurgia, lavagem e secagem dos componentes e por fim a esterilização e armazenamento. Os processos existentes para a esterilização podem ser físicos (vapor saturado sob pressão, designado de autoclave tanto gravitacional como pré-vácuo; calor seco, estufa), químicos (ácido peracético, que é um processo automatizado) ou físico-químicos (óxido de etileno; vapor a baixa temperatura e formaldeído gasoso; plasma de peróxido de hidrogénio). As variáveis importantes em todo o processo de lavagem e esterilização são o tempo, temperatura, pressão e umidade relativa do ar. No dispositivo a conceber um fator importante é facilitar todo o processo de limpeza, manutenção e esterilização. Geometrias com locais de fácil acesso a escovas de limpeza e de fácil análise visual sobre a limpeza do dispositivo serão preferenciais em detrimento de outros de acesso mais complicado.

2.4.2 – Princípio de funcionamento

O objetivo do dispositivo é o fornecimento de energia, na forma de calor para o implante, para que o processo de polimerização inicie na interface Implante-PMMA e com isso se possa melhorar as propriedades mecânicas da ligação. Para prevenir a possibilidade de ocorrer necrose de origem térmica no osso após o fornecimento de energia e consequentemente aumento de temperatura na região para além do aumento de temperatura normal da polimerização do PMMA, o dispositivo deve inverter o processo, isto é, inverter o sentido em que ocorre o fluxo de calor, com o objetivo de controlar e arrefecer o implante para que esta não atinja valores críticos que causem morte celular (necrose de origem térmica).

Devido à vasta gama de implantes o dispositivo deve ser universal, deve portanto ser capaz de funcionar com todos os modelos de implantes de qualquer marca existente no mercado. Como descrito no subcapítulo 2.2 – Estudo da diversidade geométrica e dimensional da haste femoral, os modelos podem variar o diâmetro e comprimento do pescoço, mas o caso mais divergente será quando se tratar de um modelo modular ou de um modelo monobloco uma vez que o pescoço se trata de um tronco cone ou de uma esfera, respetivamente. Devido à distinta forma geométrica dos implantes existentes deverá ser criada uma interface modular para que, se ajuste a um tronco cone ou a uma esfera. Para além da diferença na geometria, existe uma grande variação dos diâmetros entre os modelos modulares e os modelos monoblocos visto que nos tronco cone os diâmetros são maioritariamente de 12/14 mm e na esfera podem atingir o diâmetro 32 mm ou 36 mm, valores superiores ao dobro. Deve portanto existir uma interface que na presença de qualquer modelo do implante faça a ligação entre o implante e o dispositivo.

Para que se possa direcionar o fluxo de calor no sentido de aquecer o implante e depois se possa inverter o sentido do fluxo de calor, utilizam-se módulos termoeletricos, [52]. Os módulos termoeletricos (TEC) seguem o efeito de Peltier, isto é, ao serem atravessados por uma corrente elétrica estes módulos criam uma face quente e uma face fria, ao se inverter o sentido da corrente elétrica as faces quente e fria também invertem. É o inverso do efeito de Seebeck, onde uma diferença de temperatura causa uma diferença de potencial. O objetivo inicial dos TEC será aquecer o implante até uma temperatura predeterminada para fomentar o início da polimerização do PMMA e que esta reação inicie na interface implante-cimento. Para isso a face quente do TEC deverá estar orientada para o implante. Ao fim de um tempo predeterminado, antes do pico máximo de temperatura de polimerização, deve-se inverter o sentido da corrente elétrica, invertendo-se também as faces quente e fria dos TEC ficando a face fria dos TEC orientadas para o implante para o conseguir arrefecer. Assim, consegue-se controlar as temperaturas nas várias fases do processo melhorando as propriedades mecânicas da ligação Implante-PMMA e evitar a possibilidade de ocorrer necrose de origem térmica no osso.

Para controlar a temperatura atingida no dispositivo e com isso conseguir parametrizar cada fase do funcionamento do dispositivo devem-se utilizar sensores de temperatura que meçam a gama de temperaturas atingidas no funcionamento do dispositivo e consigam assim comunicar através de uma unidade de controlo, [52], com a interface gráfica observada pelo utilizador.

Relativamente á unidade de comando e controlo será utilizada a mesma que foi concebida para utilização num dispositivo para o joelho, [48, 52]. Serão realizadas algumas alterações no sistema elétrico para que se consiga controlar o novo dispositivo. O objetivo é através de uma interface monitorizada conseguir parametrizar e controlar as temperaturas do dispositivo. Assim a unidade de comando e controlo é constituída por uma placa de aquisição de dados NI USB-6008, da National Instruments, que tem o objetivo de recolher o sinal analógico enviado pelos sensores de temperatura e ao recolher esses dados a placa envia-os para o computador associado. Através do *software* LabVIEW, que tem como funcionalidade a interpretação, parametrização e controlo das temperaturas e tempos de cada fase do dispositivo em tempo real, transforma-se o sinal analógico em digital e comunica-se novamente com a placa de aquisição de dados NI USB-6008. Esta comunicação irá comandar os dois conjuntos de relés que controlam os TEC. O primeiro conjunto de relés controla a alimentação dos TEC e o segundo conjunto de relés controla o sentido da corrente dos TEC. O conjunto de relés que controla a alimentação dos TEC controla a atividade ou inatividade do sistema enquanto o segundo conjunto, que controla o sentido da corrente dos TEC, controla o aquecimento ou o arrefecimento do implante. Ao inverter o fluxo de calor, para controlar a temperatura, arrefecer o implante e evitar a possibilidade de ocorrer necrose de origem térmica, a temperatura da parte inicialmente fria começa a aumentar. É portanto necessário haver um dissipador de calor para aumentar a eficiência do sistema visto que a temperatura do material vai aumentar até atingir a saturação. A funcionalidade do dissipador é a de retardar essa saturação e conseguir aumentar o tempo que o dispositivo está a remover calor do implante, aumentando a eficiência do sistema. Em virtude do dispositivo poder entrar em contato com os tecidos do paciente, e no seu funcionamento atingir temperaturas elevadas que podem provocar queimaduras no paciente, deve ter-se um

revestimento isolante que envolva o dispositivo e salvguarde o contato entre dispositivo e os tecidos.

O conceito de todo o dispositivo tem como base princípios de transferência de calor. Existem três modos de transferência de calor, condução, convecção e radiação. Este dispositivo apresenta dois deles, condução e convecção. Em bom rigor, todos os corpos que se encontrem a temperatura não nula emitem energia, radiação, logo estão sujeitos a esse modo de transferência de calor. Através da equação 1 para o cálculo do fluxo térmico¹, [W.m⁻²],

$$q''_{rad} = \varepsilon \sigma (T_s^4 - T_{viz}^4) ; \quad (Eq. 1)$$

onde ε é a emissividade do meio, σ é a constante de Stefan-Boltzmann ($5,670 \times 10^{-8}$ [W.m⁻².K⁻⁴]), T_s é a temperatura da superfície e T_{viz} a temperatura da vizinhança, verifica-se que a contribuição da radiação, através da diferença na gama de temperaturas no funcionamento do dispositivo, é desprezável. A condução é o modo de transferência de calor que acontece entre átomos vizinhos, no mesmo meio físico ou em meios em contato, que estão a diferentes temperaturas. Assim dado o gradiente de temperatura, há a movimentação microscópica da matéria para que o equilíbrio seja alcançado. A transferência de calor por condução é governada pela lei de Fourier, onde o fluxo térmico é calculado através da equação 2, [W.m⁻²]:

$$q''_x = -K \frac{dT}{dx} ; \quad (Eq. 2)$$

sendo K a condutividade térmica do material e $\frac{dT}{dx}$ o gradiente de temperatura. Os problemas de transferência de calor podem ser caracterizados perante condução em regime estacionário e condução em regime transiente. O sistema é caracterizado por condições de regime estacionário se a temperatura em cada ponto do sistema for independente do tempo. Dentro do regime estacionário pode-se tratar a condução como unidimensional ou bidimensional, sendo que na condução unidimensional os gradientes de temperatura existem ao longo de uma única direção e a transferência de calor ocorre exclusivamente nessa direção. O sistema é caracterizado por condições de regime transiente quando as condições de fronteira do sistema são alteradas, assim ao alterar-se a temperatura da superfície de um corpo, a temperatura em cada ponto desse sistema também irá ser alterada. Essa alteração ocorre até que a distribuição de temperatura estabilize alcançando-se o equilíbrio do sistema, prova-se assim a dependência do tempo nas temperaturas atingidas até final da estabilização.

A convecção é o modo de transferência de calor que acontece entre uma superfície e um fluido em movimento sobre essa superfície. A convecção inclui transferência de energia pelo movimento global do fluido (advecção) e pelo movimento aleatório das moléculas do fluido (condução ou difusão). A transferência de calor por convecção é governada pela lei do resfriamento de Newton, equação 3, [W.m⁻²],

$$q'' = hA(T_s - T_{\infty}) ; \quad (Eq. 3)$$

¹ Taxa de calor transmitida numa dada superfície.

onde h é o coeficiente de transferência de calor por convecção, T_s a temperatura da superfície e T_∞ a temperatura do fluido. Quando há o escoamento de um fluido sobre uma superfície e há uma diferença entre a temperatura do fluido e a temperatura da superfície surge uma camada-limite térmica. As partículas do fluido que entram em contato com a placa atingem o equilíbrio térmico à temperatura da superfície da placa. Por sua vez, essas partículas trocam energia com as partículas da camada do fluido adjacente e desenvolve-se um gradiente de temperaturas no fluido. A região do fluido na qual existe esses gradientes de temperatura é designada de camada-limite térmica. Relativamente às condições do escoamento pode-se estar perante um escoamento laminar e um escoamento turbulento. O atrito superficial e as taxas de transferência por convecção dependem de qual desses escoamentos está presente. A transferência convectiva em escoamentos de fluidos pode ser obtida através de uma força externa, como o movimento de um fluido ser induzido por um ventilador ou uma bomba, ou pode resultar da movimentação de um sólido através de um fluido. Em ambos os casos anteriores estamos perante convecção forçada. Quando se analisam situações em que não há velocidades forçadas, mas existem correntes de convecção no interior do fluido está-se perante convecção natural, existe portanto uma força que atua sobre um fluido no qual existe gradientes de massa específica que se traduz em correntes de convecção natural.

Em sistemas compostos, sistemas constituídos por várias camadas de materiais, a queda de temperatura nas interfaces dos vários materiais pode ser considerável. Essa queda de temperatura está associada à resistência térmica de contato², (figura 21). Este fenómeno verifica-se devido à rugosidade do material e aos interstícios que ficam preenchidos na maior parte das vezes por ar. Quanto menor for essa rugosidade mais eficaz será a transferência de calor entre as superfícies.

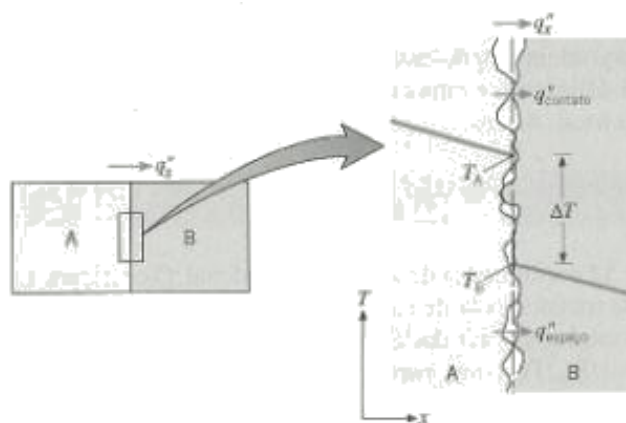


Figura 22 – Resistência Térmica de contato em sistemas compostos [53].

² Barreira na propagação do calor proveniente da rugosidade da face do material.

2.4.3 – Propostas de conceito

Tendo como adquirido o fato de que para cada modelo do implante tem de existir uma interface correspondente, apenas se representam as interfaces para modelos modulares e modelos monoblocos estando intrínseco que a dimensão dessa interface se ajusta a cada implante sem que para isso a restante parte do dispositivo seja alterada.

O conceito 1, figura 22, apresenta uma interface com uma cavidade com a geometria do tronco cone ou de meia esfera para efetuar a ligação entre o implante e o dispositivo através de contato. Sob a base do dispositivo é colocado uma placa isolante onde se apresentam dois TEC alojados, situados um na revolução da interface e outro no topo desta. Os dois sensores de temperatura, essenciais para controlar a temperatura momentânea do dispositivo, estão alojados na placa isolante entre os dois TEC. A placa isolante é fundamental para definir a zona quente e a zona fria do dispositivo e para que as medições dos sensores de temperatura sejam minimamente afetadas pelo fluxo de calor libertado nos TEC. Acoplado à placa isolante está um dissipador de calor alhetado. A envolver todo o dispositivo apresenta-se um isolante para proteção do paciente das temperaturas verificadas no funcionamento do dispositivo. Apresenta-se também uma pega manual para manipulação do dispositivo.

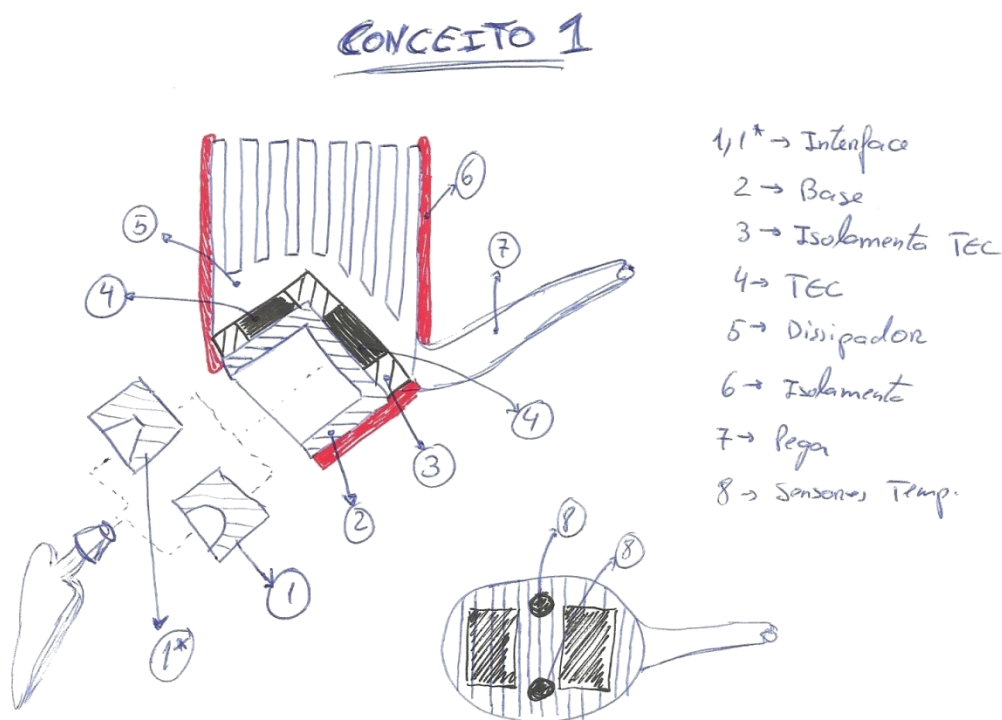


Figura 23 – Conceito 1 do dispositivo.

O conceito 2, figura 23, difere do conceito 1 no número de TEC's visto que este segundo conceito apresenta apenas um TEC situado perpendicularmente às alhetas do dissipador. Com isto, existe uma alteração da geometria da base do dispositivo e na placa isoladora uma vez que

os dois sensores de temperatura passam a estar situados na periferia da placa isoladora. Com a alteração do número de TEC e do posicionamento tem-se uma variação da quantidade de fluxo de calor libertado bem como da direção da propagação do mesmo fluxo.

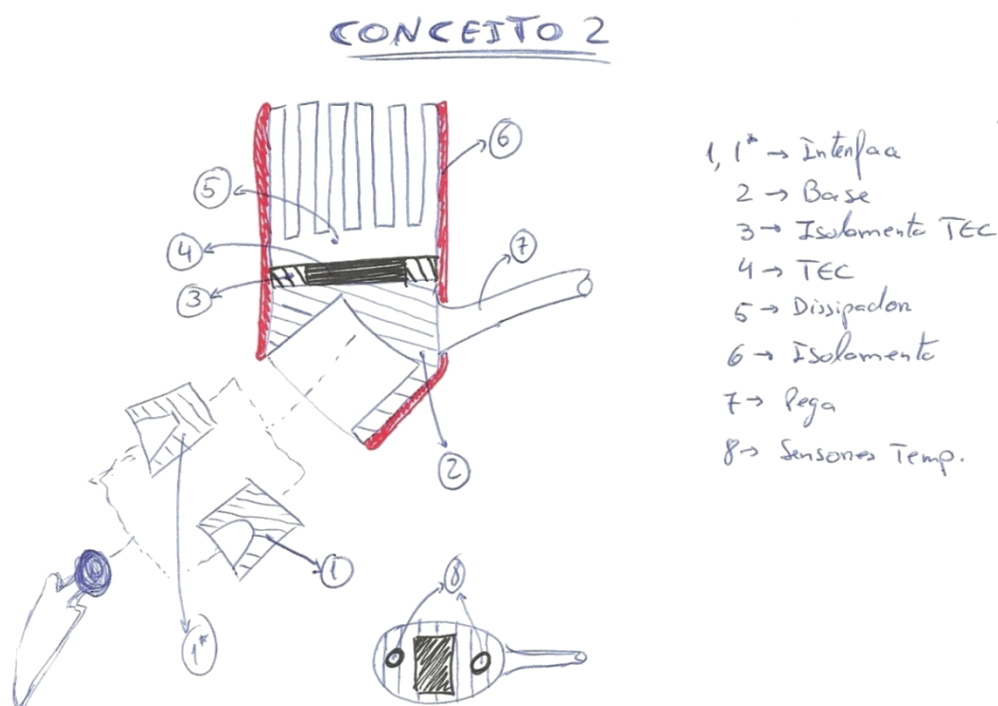


Figura 24 – Conceito 2 do dispositivo.

O conceito 3, figura 24, assemelha-se ao conceito 1 sendo constituído por 2 TEC alojados na placa de isolamento. A alteração apresentada neste terceiro conceito é a parte do dissipador uma vez que é introduzido um reservatório com fluido refrigerante e o dissipador está mergulhado no fluido. Com a introdução de um fluido refrigerante pretende-se aumentar a eficiência do sistema, nomeadamente a eficiência do arrefecimento do implante, aumentando o coeficiente convectivo do fluido.

No conceito 4, figura 25, faz-se a conjugação do segundo e terceiro conceitos, assim o dispositivo é concebido com um único TEC alojado na placa isolante com os sensores de temperatura a estarem colocados na periferia da placa. O dissipador está mergulhado num reservatório com fluido refrigerante para melhorar a eficiência da fase de arrefecimento do implante.

Por último no conceito 5, figura 26, apresenta-se uma variação da interface comparativamente aos restantes conceitos. A interface é dividida longitudinalmente e é acoplada ao implante através de aperto. Esta interface permite entrar em contato não só com o pescoço do implante mas também com o colo deste, aumentando a área de contato para transferência de calor. O encaixe da interface com a base do dispositivo é efetuado através de deslizamento sobre a calha existente no dispositivo.

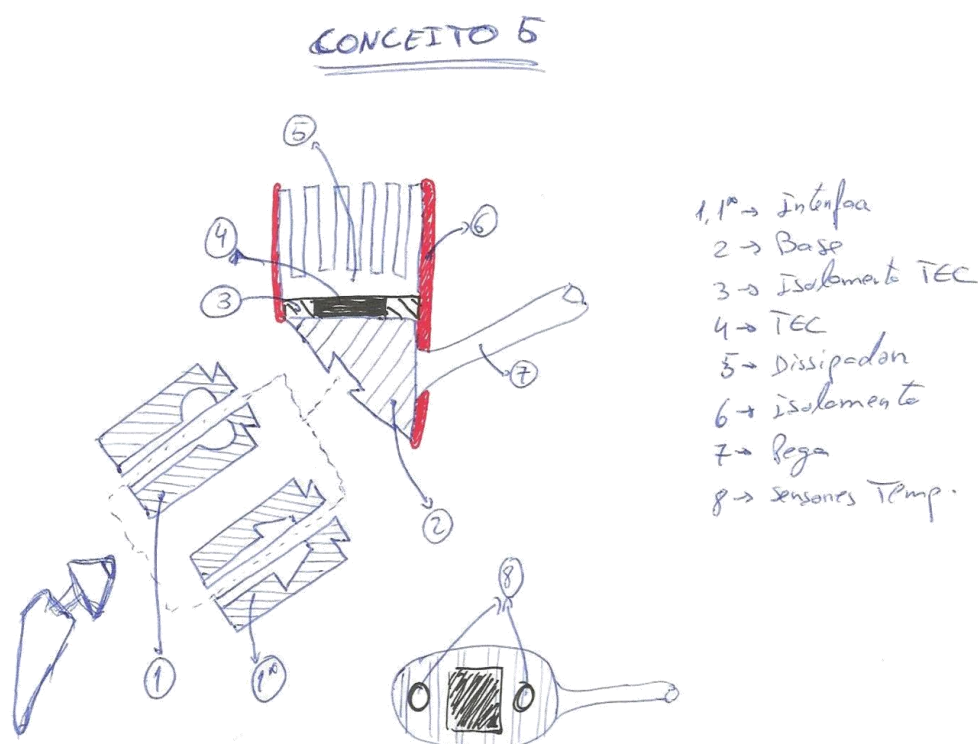


Figura 27 – Conceito 5 do dispositivo.

Relativamente ao dissipador podem-se ter duas configurações para a geometria das alhetas. Na figura 27 apresentam-se as possibilidades de alhetas retangulares planas ou alhetas retangulares piniformes. As duas geometrias podem ser introduzidas nos conceitos anteriores sendo o dispositivo constituído por líquido refrigerante ou não.

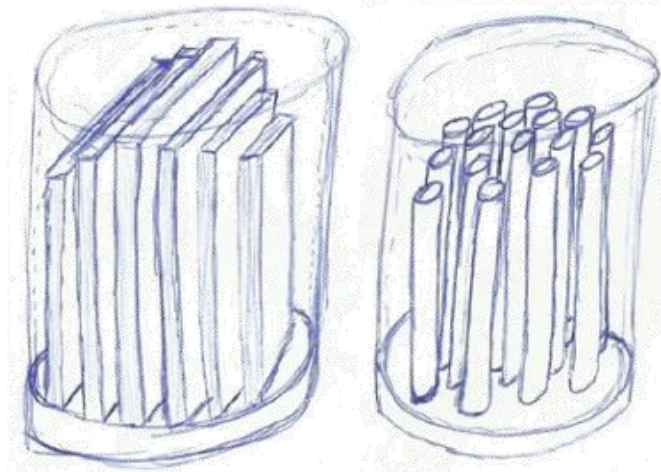


Figura 28 – Conceitos para a configuração e geometria das alhetas.

A funcionalidade da base do dispositivo é a de transferência de calor dos TEC para as interfaces. Com este componente garante-se uma maior durabilidade dos TEC que ao ficarem comprimidos e alojados ficam protegidos de qualquer contato na colocação ou remoção do dispositivo durante a cirurgia ou na troca das interfaces. Com a base do dispositivo garante-se também uma maior uniformização na propagação do calor. A placa isolante é colocada para se garantir uma diferença de temperatura entre a zona inferior do dispositivo e a zona superior. Como as faces dos TEC estão a temperaturas diferentes, com a implementação desta placa isolante, consegue-se a manutenção dessa variação de temperatura. Os sensores de temperatura também se inserem na placa isolante garantindo-se assim uma maior fiabilidade na leitura da temperatura sendo minimamente afetados pelo fluxo de calor libertado nos TEC. A pega manual para além de ser utilizada para manuseamento do dispositivo serve como zona de passagem de toda a cablagem dos TEC e sensores de temperatura.

Após no início deste subcapítulo se ter feito uma descrição dos modos de transferências de calor associados ao dispositivo faz-se agora uma divisão entre a fase de aquecimento do implante e a fase de arrefecimento. Na fase de aquecimento estamos perante condução e convecção. Há uma geração de calor no TEC que se propaga sucessivamente, através de condução, para a base do dispositivo, interface e implante. Considera-se condução unidimensional no sentido perpendicular ao TEC, aproximação razoável em virtude da área lateral do TEC ser muito inferior comparativamente a área transversal de propagação do fluxo de calor. A convecção também acontece nesta fase de aquecimento do implante visto que a base e a interface estão em contato com o ar do bloco operatório. A contribuição deste modo de transferência de calor é reduzida uma vez que apenas uma pequena área destes componentes se encontra exposta.

Na fase de arrefecimento para além de se estar perante condução, acresce a convecção. Entre os TEC e o dissipador e entre o dissipador e a pega manual está-se perante condução, enquanto a convecção acontece entre a superfície do dissipador e o ar ou o fluido refrigerante em contato com as alhetas. Com a aplicação do fluido refrigerante e consequente reservatório, tem-

se condução do dissipador para a base do reservatório e convecção do fluido refrigerante para o interior do reservatório bem como da parte exterior do reservatório para o ar envolvente.

2.4.4 – Seleção do conceito

Seguidamente apresentam-se as vantagens e desvantagens dos conceitos propostos com vista à escolha de um dos conceitos apresentados para conceção e materialização do dispositivo. Após uma breve simulação numérica verificou-se que a melhor disposição dos TEC acontece quando se está perante dois TEC em relação a apenas um. Existe um aquecimento mais rápido do implante e mais uniforme.

Tendo como objetivo do dissipador, dissipar o calor absorvido e assim retardar a saturação do material para aumentar a eficiência do arrefecimento do implante, as situações descritas apresentam quatro conceitos exequíveis, variando a geometria das alhetas e acrescentando ou não o fluido refrigerante. Através de um dissipador com alhetas³ planas ou piniformes retangulares e um dissipador num fluido refrigerante. Nos dois primeiros, as alhetas estão em contato com o ar que tem uma menor condutividade térmica ($0,026 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) que o fluido refrigerante embora, o ar, não esteja confinado em nenhum espaço físico e por isso não se correr o risco de saturação. Nos dois últimos casos, onde as alhetas estão mergulhadas num fluido refrigerante, existe uma maior condutividade térmica do fluido refrigerante do que no ar mas ao encontrar-se num reservatório pode saturar.

As vantagens na utilização do fluido refrigerante são maiores uma vez que em termos de eficiência será superior, isto é, o fluido irá conseguir armazenar uma quantidade de calor superior do que aquela que se conseguiria retirar das alhetas estando perante a presença de ar, [53]. Ao armazenar mais calor está-se a retirar o calor do dissipador, sendo esse o objetivo. O risco de saturação do líquido refrigerante não acontece (pelo menos em utilização no estado útil) uma vez que após a utilização de alguns minutos o dispositivo é retirado e desligado, portanto ao acontecer, a saturação acontece após o fim do processo. Outra vantagem dos conceitos com o fluido refrigerante é o de estarmos perante um reservatório fechado, sem geometrias complicadas e lugares meticulosos o que em termos de lavagem e esterilização após cada cirurgia se torna bastante mais eficaz e prático. A manutenção requerida por este sistema é mínima uma vez que ao estar concebido não necessita de recarregamento ou alguma outra troca. Na conceção, o fluido refrigerante é inserido no reservatório que é selado ao dissipador, não requerendo outro tipo de manutenção para além de verificação visual acerca do bom estado dos componentes como em qualquer outro componente. Como desvantagem, tem-se o preço seguramente superior, uma vez que se está perante uma solução mais complexa, com maior número de componentes e uma montagem mais complicada.

Relativamente à geometria das alhetas a eficiência aumenta quando a área disponível para transferência de calor aumenta. Comparando a geometria de alhetas retangulares planas e

³ Superfície estendida que é usada especificamente para aumentar a taxa de transferência de calor entre um sólido e um fluido adjacente.

alhetas retangulares piniformes, figura 27, denota-se que as planas têm uma área para transferência muito superior às piniformes. A efetividade⁴ das alhetas, equação 4, permite-nos saber se é benéfico a introdução de uma superfície alhetada.

$$\varepsilon_a = \frac{q_{alheta}}{q_{sem\ alheta}} \quad (Eq. 4)$$

Quanto maior for a efetividade, ε_a , maior é o efeito da alheta na transferência de calor. O uso de alhetas não é justificado se a efetividade for inferior a 2. O aumento da efetividade é melhorado pelo aumento da razão entre o perímetro e a área da secção transversal da alheta. Por esse motivo o uso de alhetas finas e com um pequeno espaçamento entre elas é preferido. É necessário haver o compromisso de que o espaço entre as alhetas não seja reduzido a um valor no qual o escoamento do fluido entre elas seja prejudicado, reduzindo assim o coeficiente convectivo. Outra razão importante desta geometria é o fato de a maquinação das alhetas planas ser muito mais fácil, rápida e barata do que as alhetas piniforme, [53].

Para a seleção do conceito procede-se ao preenchimento de um quadro de qualidade, tabela 5, com o objetivo de escolher o melhor conceito de entre os apresentados. Neste quadro entram os critérios considerados para a conceção do dispositivo como a esterilização, manuseamento, rendimento e preço. Relativamente á esterilização considera-se a lavagem, limpeza e esterilização dos componentes que constituem o dispositivo. Procura-se avaliar qual o conceito que seja mais prático e mais eficaz na lavagem entre cirurgias. No manuseamento, avalia-se o tamanho e robustez, a facilidade no manuseamento e na colocação e remoção do dispositivo na haste femoral. O rendimento concentra a avaliação do dissipador de calor bem como o posicionamento dos TEC que proporcionam um melhor ou pior fluxo térmico. No preço avalia-se a facilidade e consequentemente custo de fabrico e montagem do dispositivo.

Em termos de importância, existe maior preocupação em cumprir uns critérios relativamente a outros, por isso, é dado a cada critério uma percentagem de importância em todo o processo. Esta avaliação permite que os critérios considerados importantes para a conceção do dispositivo neste trabalho sejam beneficiados em detrimento de critérios com importância menor. A escolha dos critérios é uma avaliação pessoal e em virtude de se estar perante um trabalho académico dá-se preferência a questões de engenharia em detrimento de questões empresariais, como é o exemplo do preço, sabendo de antemão que numa futura produção este critério tem um peso maior. Dentro de um critério consideram-se três níveis de avaliação pontuados numericamente com 1, 3 e 5 valores. Assim os que apresentam a melhor solução são pontuados com 5 valores, os que apresentam uma solução intermédia com 3 valores e as piores soluções são avaliadas com 1 valor.

⁴ Razão entre a taxa de transferência de calor da alheta e a taxa de transferência de calor que existiria sem a presença da alheta.

A soma da avaliação de cada critério segue a equação 5:

$$SOMA = a \times 20\% + b \times 15\% + c \times 50\% + d \times 15\% \quad (Eq. 5)$$

sendo a a esterilização, b o manuseamento, c o rendimento e d o preço. Relativamente á importância dada a cada parcela o rendimento surge como o parâmetro mais importante sendo-lhe atribuído o valor de 50% seguido da esterilização com um peso de 20%, por fim surgem o manuseamento e o preço com o peso de 15% cada um.

Tabela 5 – Quadro de qualidade dos conceitos do dispositivo.

Conceito	%	1	2	3	4	5
Esterilização (a)	20	1	1	5	5	3
Manuseamento (b)	15	3	3	5	5	1
Rendimento (c)	50	1	3	5	3	1
Preço (d)	15	5	5	1	1	3
SOMA	100	1,9	2,9	4,4	3,4	1,7

Através da tabela 5 e da importância dada ao rendimento e á esterilização, considera-se o conceito número três como o melhor conceito apresentado. Neste conceito considera-se ter a melhor configuração dos TEC para que se consiga um aquecimento do implante mais rápido e mais uniforme, o melhor dissipador de calor que na presença de um fluido refrigerante se consegue um maior rendimento fazendo com que se consiga extrair o calor do implante durante mais tempo e a melhor forma geométrica e construção que permita uma mais fácil limpeza e esterilização do dispositivo.

Relativamente aos materiais, a interface e a base do dispositivo são de alumínio visto ser um bom condutor ($K=237 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) e têm o mínimo de espessura possível para que se consiga diminuir a resistência térmica para que o tempo entre o aquecimento dos TEC e o aquecimento sentido no implante seja diminuído ao máximo. A placa isolante onde se inserem os sensores de temperatura e os TEC será de polietileno uma vez que esta placa funciona como barreira isolante para que a parte fria e a parte quente dos TEC esteja bem definida. O polietileno tem características isolantes ($K=0,2 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) o que se torna numa boa escolha para a construção dessa barreira e para que os sensores de temperatura sejam minimamente afetados pelo calor gerado nos TEC. Quanto ao dissipador pretende-se que consiga armazenar o máximo de calor possível para que se consiga extrair o máximo de calor do implante e transferir esse calor por convecção para o fluido refrigerante. Este componente será de alumínio pelas razões descritas anteriormente, também se poderia optar pelo material cobre visto que também tem boas propriedades condutoras, mas para além de ser mais dispendioso e mais pesado corria-se o risco de a propagação de calor nas alhetas ser muito rápida saturando-as rapidamente. A envolver todo o dispositivo tem-se uma cobertura em polietileno para se prevenirem queimaduras a quando do contato do dispositivo com os tecidos do paciente.

Capítulo III – Modelos numéricos exploratórios

3.1 – Introdução

Neste capítulo procedeu-se ao desenvolvimento de modelos numéricos exploratórios que de forma simplificada permitem compreender a influência de algumas características do implante na evolução das temperaturas registadas na interface Implante-PMMA, no PMMA e na interface PMMA-Osso. Como características do implante foram consideradas na análise diferentes comprimento da haste, diferentes materiais da haste e diferentes configurações do pescoço da haste. Através do aquecimento e arrefecimento da extremidade da haste femoral pretende-se estimar os tempos necessários em cada etapa para atingir determinadas temperaturas no implante e no osso.

O objetivo do aquecimento da haste femoral é o de na interface Implante-PMMA se consiga atingir temperaturas superiores a 37°C no maior comprimento de haste possível e que na interface PMMA-Osso não se supere a temperatura de 50°C para além de 30 segundos. Assim, consegue-se garantir uma temperatura superior á do corpo humano para fomentar o início da polimerização do PMMA na interface Implante-PMMA e consegue-se uma temperatura que não é crítica no osso trabecular para que não se provoque necrose de origem térmica no osso.

3.2 – Materiais e métodos

Relativamente aos *softwares* utilizados, para a modelação dos componentes e criação das malhas recorreu-se ao *software* CAD CATIA V5-R18 e para o tratamento dos modelos e posterior simulação e análise através do método de elementos finitos recorreu-se ao *software* ABAQUS 6.10.

As características do implante que se avaliam são o comprimento da haste do implante, o material da haste femoral e o tipo de pescoço do implante. Para o estudo do comprimento da haste do implante são consideradas duas dimensões, um comprimento de haste de 100mm e um comprimento de 150mm. Relativamente aos materiais, a análise centrou-se em Titânio (Ti) e Cromo-Cobalto (CrCo). Como critérios de seleção, a escolha do implante de Ti deveu-se ao fato de se ter disponível em laboratório o implante e com isso poder-se efetuar a análise experimental nesse mesmo implante (apesar de na artroplastia cimentada da anca já não ser comum este material) para comparação com a análise numérica. Relativamente ao implante de CrCo, é o implante mais usado em artroplastia cimentada da anca pelo que se torna normal a sua escolha para o estudo. No pescoço da haste femoral faz-se uma analogia entre um modelo modular e um modelo monobloco. Assim recorre-se às dimensões e geometrias do pescoço da haste femoral de

cada modelo para efetuar a simulação numérica e compreender quais são as configurações de tempo e temperatura associados a cada um.

3.2.1 – Modelo geométrico

Como referido no Capítulo II desta dissertação, existem dois tipos de implantes, os modulares e os monoblocos. Assim, para a troca de calor, nos implantes modulares tem-se um tronco cone e nos monoblocos tem-se uma aproximação a esfera. São estas as partes disponíveis após a introdução do implante no canal femoral.

Na figura 28, pode observar-se as estruturas utilizadas para análise dos modelos exploratórios. Considera-se a haste do implante modular e monobloco, o PMMA, o osso cortical e o osso trabecular como cilindros. Relativamente ao pescoço dos implantes foram consideradas as dimensões e geometrias semelhantes aos implantes reais recreando um modelo modular 12/14 mm e um modelo monobloco de 32mm.

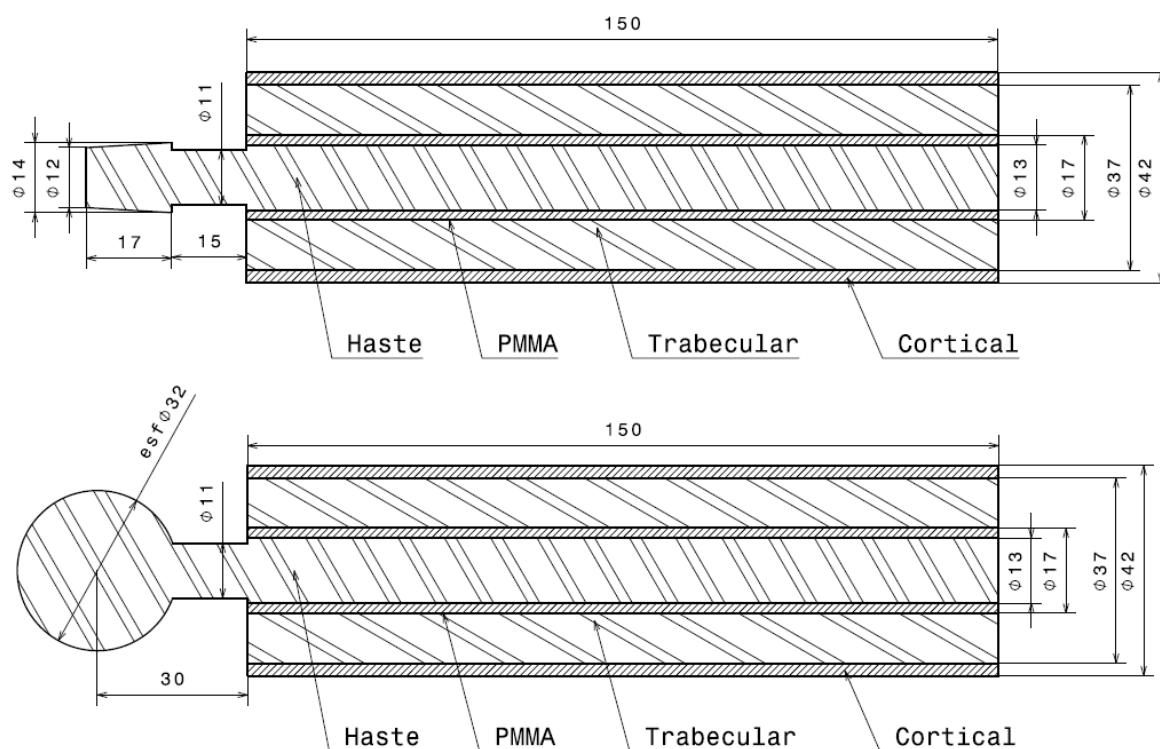


Figura 29 – Modelos geométricos simples considerados nos modelos exploratórios.

3.2.2 – Propriedades dos materiais, interface e condição fronteira

Para a análise térmica é necessário o conhecimento das propriedades dos materiais tais como a condutividade térmica, a densidade e o calor específico. Na tabela 6 apresentam-se as propriedades dos materiais utilizados nas simulações numéricas dos modelos exploratórios.

Tabela 6 – Propriedades dos materiais modelos exploratórios [54, 55].

Propriedades	Unidades	Osso Cortical	Osso Trabecular	PMMA	Implante (Ti)	Implante (CrCo)
Condutividade térmica [K]	$W.m^{-2}.K^{-1}$	0,8	0,29	0,17	6,7	13
Densidade [ρ]	$Kg.m^{-3}$	1860	1300	1100	4400	1100
Calor específico [Cp]	$J.Kg^{-1}.K^{-1}$	1700	2292	1460	530	1460

Propriedades de contato e carga térmica no cimento ósseo

Como propriedades de contato, entre o osso cortical e o osso trabecular considera-se um contato perfeito assumindo o valor de 10000 [$W.m^{-2}.K^{-1}$]. Os restantes valores são obtidos através de referência onde se consideram os valores médios, tabela 7.

Tabela 7 – Propriedades de contato modelos exploratórios, [54, 56].

Interface	Unidades	Valor
Implante-PMMA	W	5000
PMMA-Trabecular	$m^2.K$	500
Trabecular-Cortical		10000

Na zona do colo do implante, zona livre após a colocação do implante no canal femoral e colocação do dispositivo, foi introduzido um filme convectivo. Esta região do implante, na utilização do dispositivo, fica exposta ao ar á temperatura ambiente uma vez que a haste está em contato com o PMMA e o pescoço está em contato com o dispositivo. Considerou-se convecção natural á temperatura do bloco operatório (20°C) com o coeficiente convectivo a assumir o valor de $h=10 [W.m^{-2}.K^{-1}]$.

Em virtude da polimerização do PMMA ser uma reação exotérmica, existe uma libertação de energia na forma de calor durante o processo. Assume importância, por isso, introduzir essa quantidade de calor libertado na simulação numérica. O desafio será quantificar essa energia libertada uma vez que se está perante uma variável dependente do tempo, isto é, a quantidade de calor libertado na reação de polimerização varia ao longo do próprio tempo de polimerização. Para além do tempo, o calor libertado depende do volume e composição do PMMA, taxa de polimerização⁵ e da temperatura no cimento, osso e implante. Alguns estudos apresentam equações para determinação da temperatura e consequente calor libertado. Esses estudos são válidos para as medições e condições *in vitro* denotando-se que *in vivo* essas mesmas equações não são necessariamente válidas pois se assume um conjunto de pressupostos constantes, como a composição do PMMA e a geometria do sistema [46, 57].

⁵ Quantificação do estado da reação de polimerização, $w=0$ não polimerizado, $w=1$ completamente polimerizado.

Eskil Hansen (2003) propõe uma aproximação alternativa, que utiliza um modelo mais genérico. Através da equação:

$$\sigma \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \times (\lambda \nabla T) + Q \quad (Eq. 6)$$

onde σ é a multiplicação da densidade (ρ) com o calor específico (c_p), λ é a condutividade térmica e Q o calor, [58]. Como o objetivo é obter o calor libertado na reação de polimerização do PMMA, obtém-se:

$$Q = Q_{PMMA} \quad (Eq. 7)$$

M. Stańczyk (2005) concluiu que a geração de calor no PMMA é proporcional a taxa de polimerização, isto é, na aplicação do cimento (taxa polimerização nula $w=0$) o calor gerado é nulo e após a reação de polimerização ($w=1$) já não há mais geração de energia, [59]. Na figura 29 apresentam-se as curvas das temperaturas obtidas devido à geração de calor da reação de polimerização no interior do PMMA (a) e na interface PMMA-Osso (b) para diferentes espessuras de PMMA. Claudia Vallo (2002) apresenta estas curvas para a artroplastia cimentada da anca, [46]. Para a presente dissertação foram replicadas estas curvas para uma espessura de PMMA de 2mm, aplicando uma potência por unidade de volume no valor de $1,31 \times 10^6$ [W.m⁻³] no PMMA.

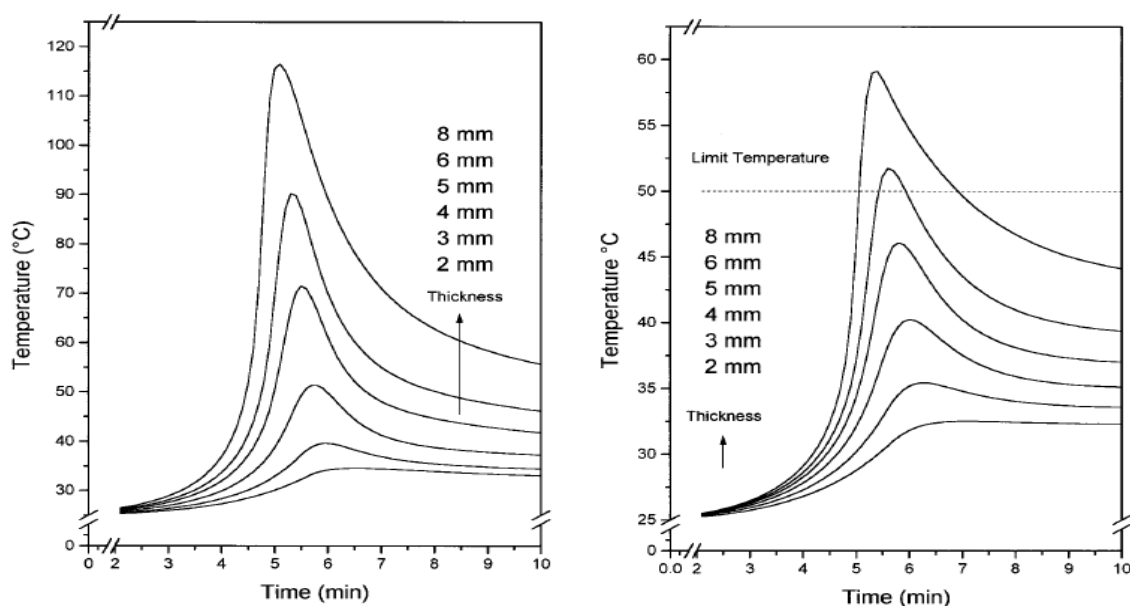


Figura 30 – À esquerda: evolução da temperatura no interior do PMMA. À direita: evolução da temperatura na interface PMMA-Osso [46].

Após uma simulação numérica preliminar nas condições descritas previamente verifica-se uma analogia das temperaturas obtidas na interface PMMA-Osso do modelo exploratório com a curva teórica de Claudia Vallo, a diferentes distâncias do colar do implante como evidencia a curva na figura 30.

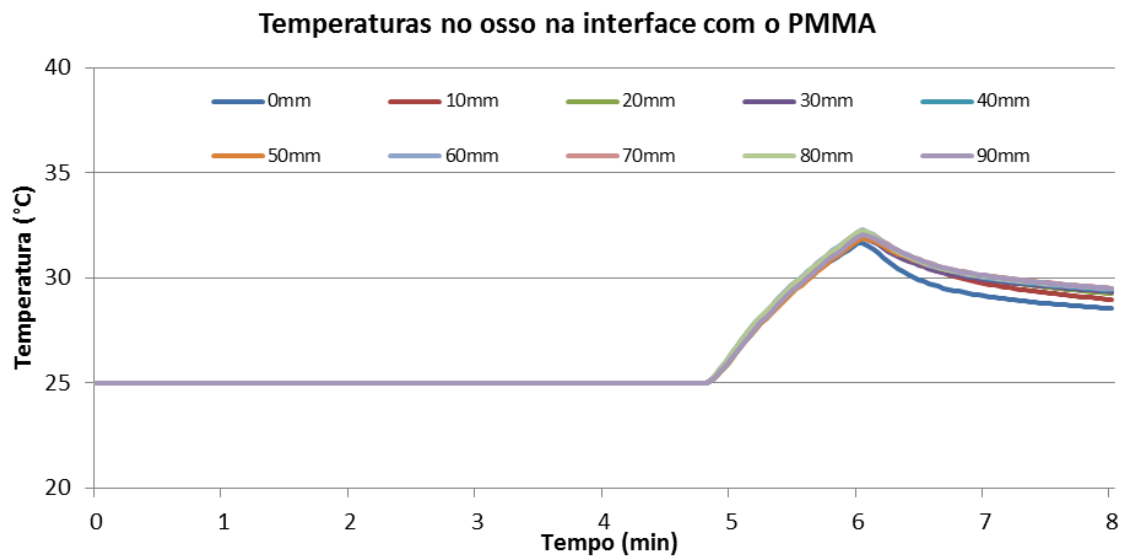


Figura 31 – Temperaturas obtidas na interface PMMA-Osso, considerando uma potência de $1,31 \times 10^6 \text{ [W.m}^{-3}\text{]}$, a diferentes distâncias do colar do implante.

Condições de fronteira

Consideraram-se as temperaturas iniciais dos diversos componentes, apresentadas na tabela 8. É imposta uma temperatura constante de 37°C na superfície exterior do osso cortical, sendo esta uma boa aproximação uma vez que nesse local a temperatura não varia por estar envolvida por músculos. O PMMA e os implantes foram considerados a uma temperatura de 20°C , temperatura do bloco operatório.

Tabela 8 – Temperaturas iniciais dos componentes, modelos exploratórios.

Componentes	Osso Cortical	Osso Trabecular	PMMA	Implante (Ti)	Implante (CrCo)	Superfície externa
Temperatura ($^\circ\text{C}$)	37	37	20	20	20	37

3.2.3 – Modelo Numérico

Na tabela 9, apresentam-se as características da malha gerada em cada componente. O tipo de elemento considerado para todos os componentes foi tetraédrico linear.

Tabela 9 – Características da malha dos componentes, modelos exploratórios.

Componente	Tipo de elemento	Dimensão elemento [mm]	Número de nós	Número de elementos
Osso Cortical	Tetraedro Linear	2	13701	53904
Osso Trabecular		2	13976	62290
PMMA		2	4532	16229
Haste modular		2	2762	9964
Haste monobloco		2	3352	11347
Total			38323	153734

Na análise dos modelos exploratórios, foram criados 4 *steps*. Assim os *steps* criados são designados de:

- 1º rampa de aquecimento,
- 2º estabilização a 100°C,
- 3º rampa de arrefecimento,
- 4º estabilização a 20°C.

Relativamente aos tempos de cada *step* nas rampas de aquecimento e de arrefecimento, obtiveram-se aplicando a potência utilizada nos TEC na superfície do pescoço da haste até, nesse local, se atingirem as temperaturas de 100°C e 20°C respetivamente. A potência utilizada para os TEC é de 19 [W]. Os tempos de estabilização foram ajustados consoante os objetivos pretendidos. No modelo modular, na zona do tronco cone de menor diâmetro e na sua revolução considerou-se uma temperatura de 100°C quando a haste está a receber calor e considerou-se uma temperatura de 20°C quando se está a extrair o calor da haste. No modelo monobloco, na zona da meia esfera superior, foram considerados os mesmos valores de 100°C quando se efetua o aquecimento da haste e de 20°C quando se efetua o arrefecimento. Estes valores surgem relativamente às características dos TEC selecionados onde as temperaturas máximas e mínimas do funcionamento dos TEC e a diferença de temperaturas que se consegue obter entre as faces quente e fria estão definidas. Na figura 31 representam-se os locais de introdução e remoção de calor nos modelos modular e monobloco.

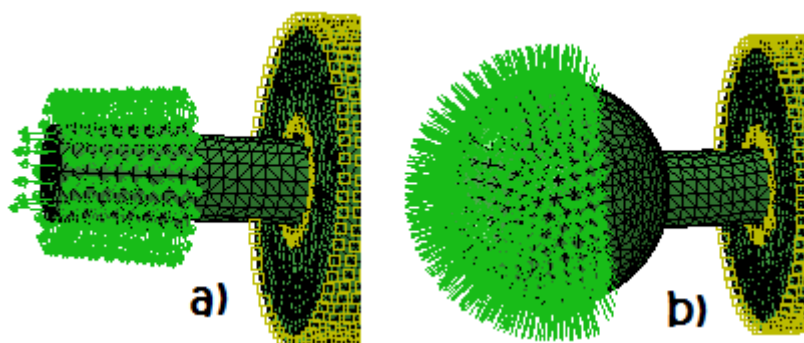


Figura 32 – Zona de troca de calor nos modelos, a) modular e b) monobloco.

Na tabela 10 apresentam-se os *steps* e tempos considerados na análise dos modelos exploratórios. Na análise ao modelo em CrCo foi adicionado um *step* intermédio. Este *step* foi criado uma vez que com este material, CrCo, existe uma propagação do calor mais rápida e ao continuar-se a introduzir calor no impante, ir-se-ia obter temperaturas na interface PMMA-Osso que ultrapassam as temperaturas críticas ($> 50^{\circ}\text{C}$). Ao retirar-se imediatamente o calor, a temperatura ia baixar e ir-se-ia obter temperaturas menores do que os 37°C aquando do início da polimerização, o que não se pretende. Assim introduz-se o calor suficiente para que a temperatura na interface Implante-PMMA se mantenha a uma temperatura superior aos 37°C e a temperatura na interface PMMA-Osso fique abaixo da temperatura critica. Teve-se o cuidado de que na fase de aquecimento do implante nunca se ultrapasse os 45°C na interface PMMA-Osso para que com o esperado aumento de temperatura causado pela libertação de calor resultante da polimerização do PMMA não se ultrapassasse os 50°C , valor que superado num intervalo de tempo superior a 30 segundos pode causar necrose de origem térmica no osso como defendem Lundskog (1972) e Vanessa Boner *et al.* (2008).

Tabela 10 – Step e parametrização dos tempos, modelos exploratórios.

Implante	Rampa de aquecimento	Estabilização a 100°C	Estabilização a 50°C	Rampa de arrefecimento	Estabilização a 20°C
Modular CrCo	10s	135s	120s	10s	180s
Modular Ti	15s	270s	---	15s	180s
Monobloco Ti	15s	270s	---	15s	180s

Na figura 32 apresentam-se as posições dos nós onde as temperaturas foram analisadas no implante e osso na interface com o PMMA. Na simulação representativa do modelo monobloco os nós considerados são os mesmos que os apresentados no modelo modular.

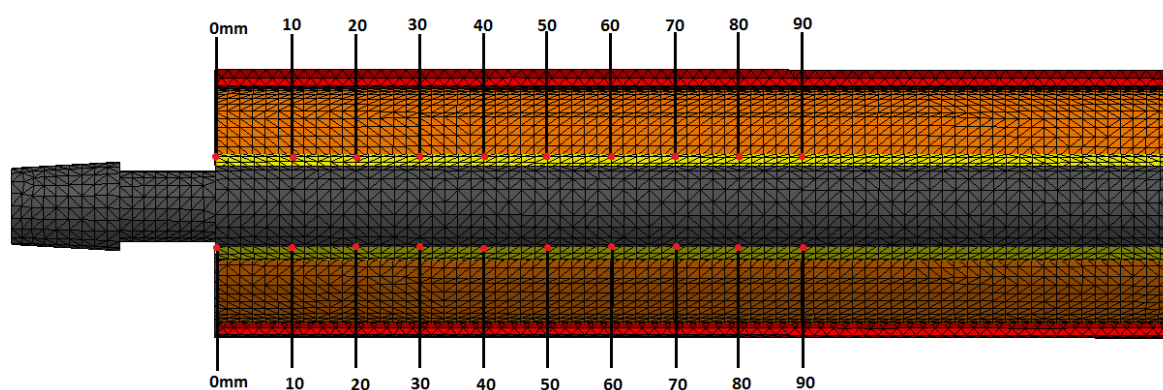


Figura 33 – Local de medição das temperaturas, modelos exploratórios.

3.3 – Resultados e discussão

Inicialmente consideraram-se dois comprimentos para a haste do implante, 100mm e 150mm. Após algumas simulações concluiu-se que devido à limitação da temperatura máxima no osso (máximo de 50°C) na interface PMMA-Osso, o comprimento da haste torna-se irrelevante na

análise uma vez que a propagação de calor não atinge comprimentos tão elevados sem se atingirem valores de temperatura extremamente elevadas na zona proximal.

Na figura 33 são apresentadas as temperaturas ao longo da haste na interface Implante-PMMA para o modelo modular de CrCo, atinge-se temperaturas iguais ou superiores a 37°C, antes do início da polimerização, até aos 40mm.

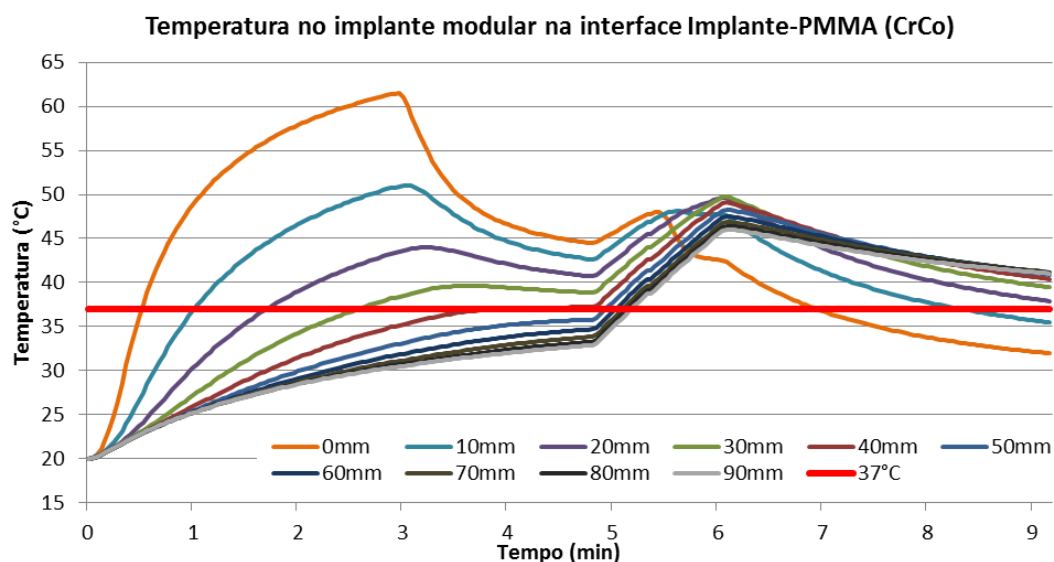


Figura 34 – Temperatura no implante modular na interface Implante-PMMA (CrCo).

Na figura 34 está indicada a evolução da temperatura no osso na interface PMMA-Osso ao longo do comprimento do implante.

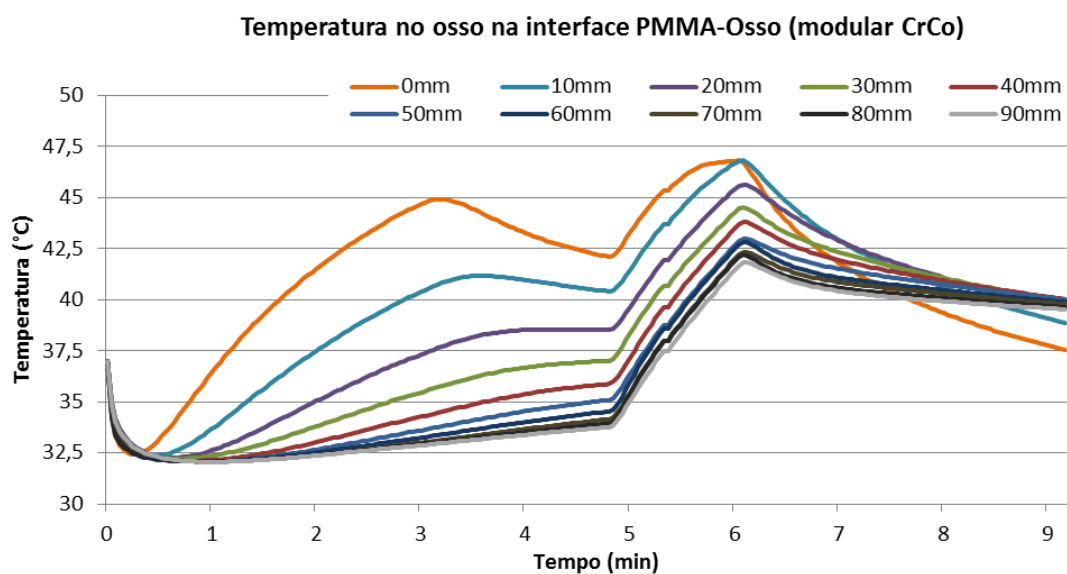


Figura 35 – Temperatura no osso na interface PMMA-Osso (implante modular em CrCo).

Na figura 35, encontra-se os resultados da temperatura no implante modular em Ti na interface Implante-PMMA ao longo do implante. Na figura 36 está indicada a evolução da temperatura no osso na interface PMMA-Osso ao longo do comprimento do implante modular em Ti.

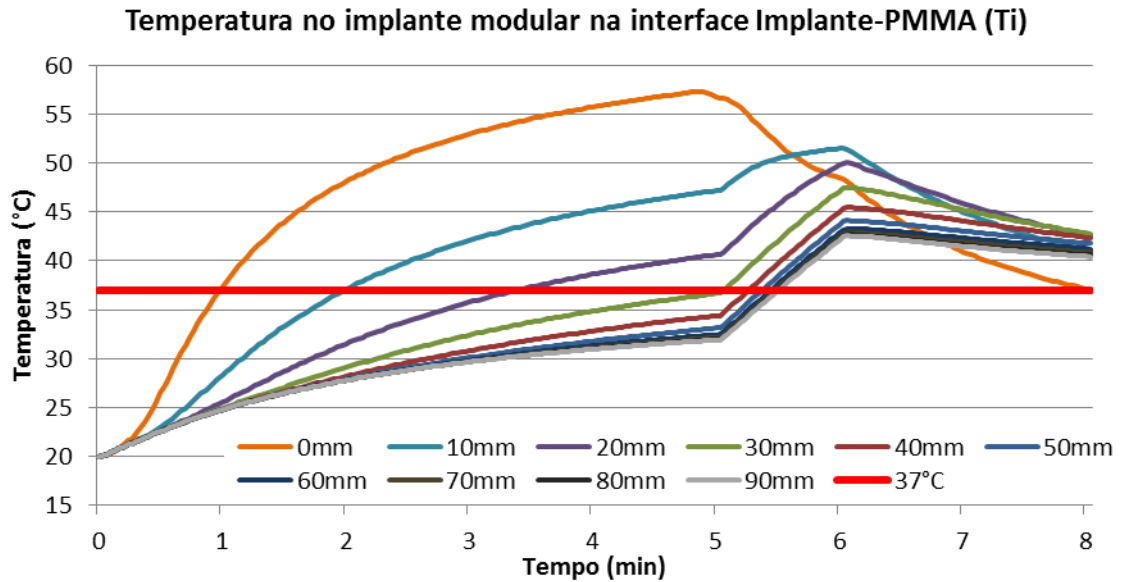


Figura 36 – Temperatura no implante modular na interface Implante-PMMA (Ti).

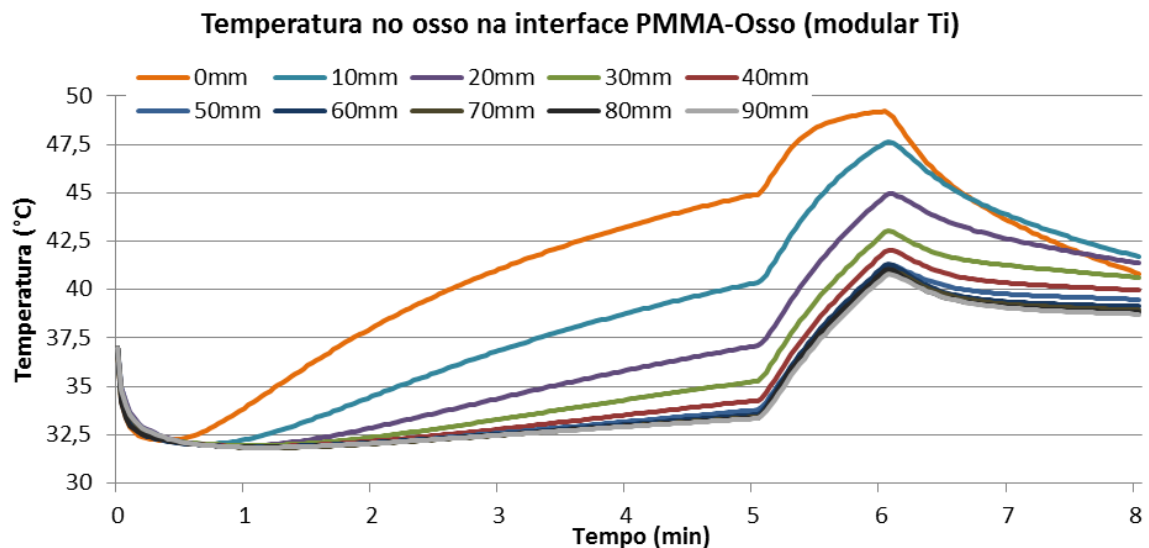


Figura 37 – Temperatura no osso na interface PMMA-Osso (implante modular em Ti).

Tal como no implante em CrCo, é possível atingir valores superiores ou iguais aos 37°C no implante, antes do início da polimerização, até sensivelmente 30mm. Denota-se que é necessário mais tempo a fornecer calor no implante de Ti para que este alcance temperaturas superiores aos 37°C. Assim, no implante de CrCo, antes do início da polimerização atinge-se a temperatura pretendida ideal (37°C) a 40mm de implante e para isso são necessários 200 segundos enquanto no implante de Ti apenas se consegue essas temperaturas em 30mm e para isso são necessários 290 segundos. Devido ao aumento do tempo a fornecer calor e à maior dificuldade do calor em se propagar no implante em Ti comparativamente ao implante em CrCo, atinge-se a temperatura máxima de 49,2°C no osso na interface PMMA-Osso enquanto com o implante em CrCo a temperatura máxima no osso na mesma interface é de 46,8°C. Evita-se o risco de ocorrer necrose de origem térmica no osso em ambos os materiais, mas para isso foi necessário parametrizar diferentes tempos nas diferentes fases dos modelos numéricos.

Na figura 37 são apresentadas as temperaturas ao longo do implante na interface Implante-PMMA para o modelo monobloco em Ti.

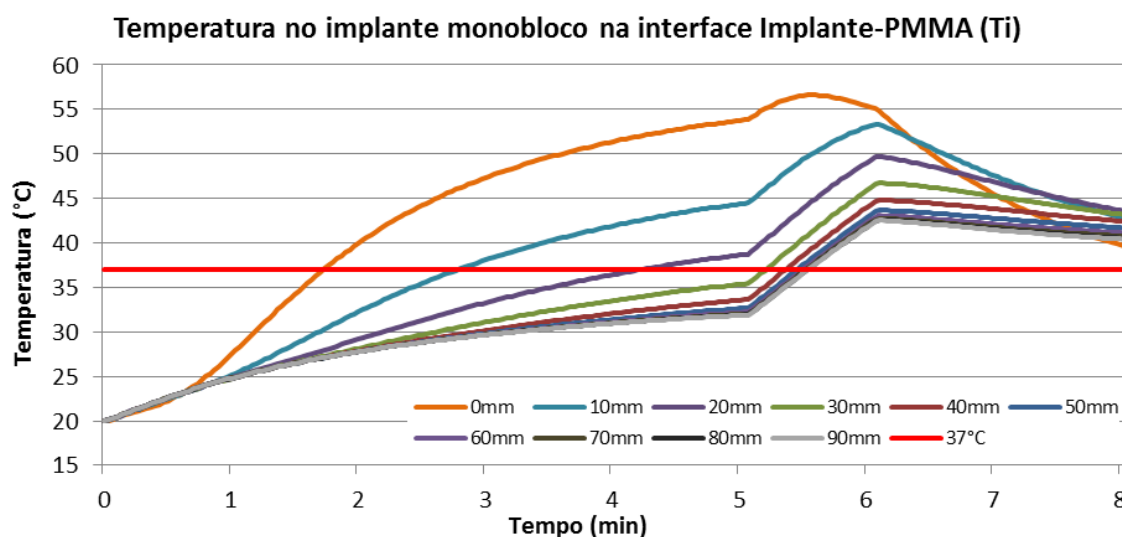


Figura 38 – Temperatura no implante monobloco na interface Implante-PMMA (Ti).

Na figura 38 está indicada a evolução da temperatura no osso na interface PMMA-Osso ao longo do comprimento do implante monobloco em Ti.

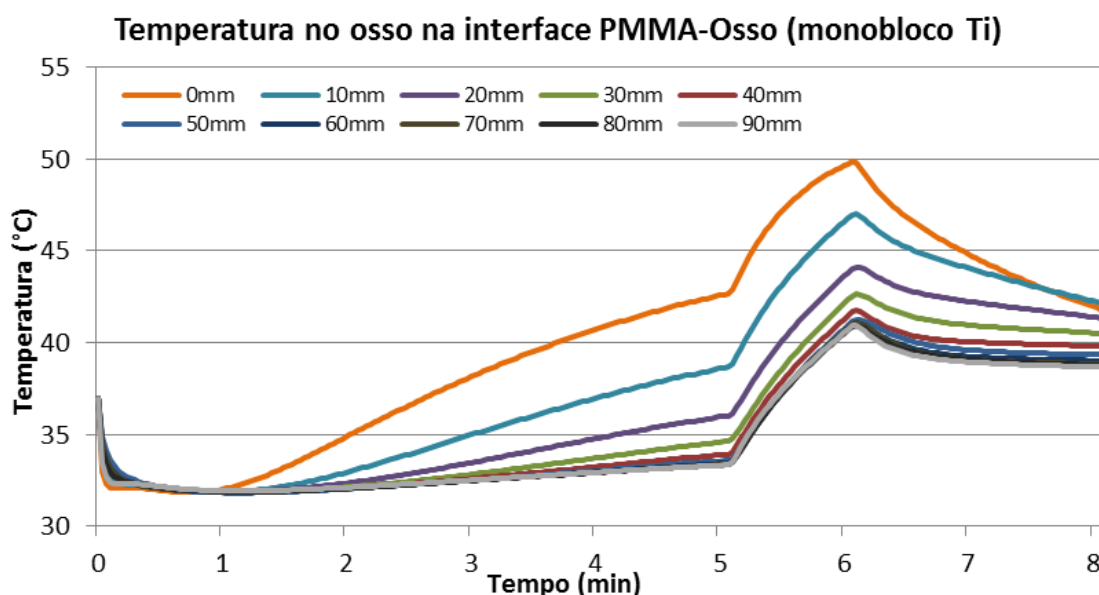


Figura 39 – Temperatura no osso na interface PMMA-Osso (implante monobloco em Ti).

Tal como nos resultados obtidos com o modelo modular em Ti constata-se que no modelo monobloco se obtêm valores superiores ou iguais aos 37°C no implante, antes do início da polimerização, entre os 20mm e os 30mm. Note-se que os tempos considerados na simulação numérica do modelo monobloco em Ti são os mesmos que os considerados na simulação numérica do modelo modular em Ti para se avaliar a influência da configuração da interface com o dispositivo. Concentrando a análise no aquecimento da haste, verifica-se que no modelo monobloco em Ti as curvas têm um declive menor, resultante do maior tempo necessário para a propagação do calor visto que o volume associado à esfera é superior. Como visto anteriormente no modelo modular em Ti, aos 290 segundos atingiu-se temperaturas iguais ou superiores a 37°C nos 30mm proximais da haste, no modelo monobloco, a esse instante, apenas se consegue atingir essas temperaturas nos 23mm. Também pelo mesmo fato na fase de arrefecimento do implante verifica-se que no modelo monobloco não se alcançam temperaturas tão baixas. A temperatura máxima atingida na interface PMMA-Osso, no modelo monobloco, é de 49,8°C valor superior em 0,6°C comparado com a temperatura máxima atingida no modelo modular.

Em resumo, verifica-se que se consegue atingir temperaturas superiores ou iguais a 37°C no implante, na interface Implante-PMMA, antes do início da polimerização do PMMA. Através da fase de aquecimento da haste femoral conseguem-se atingir essas temperaturas para ambos os materiais e geometrias analisadas. No entanto, a região do implante afetada por esta temperatura (> 37°C) foi distinta entre os modelos sendo a região mais extensa associada a tempos de aquecimento mais curtos, alcançados com o implante em CrCo, devido à maior condutividade térmica do material. Também com a fase de arrefecimento da haste proximal se evita a ocorrência de necrose térmica no osso com temperatura no osso inferior a 50°C em todos os modelos analisados.

Os resultados nestes modelos exploratórios permitiram constatar que o controlo da temperatura no implante e no osso na interface com o PMMA é delimitado à região mais proximal da haste variando nestes modelos entre os 20mm e 40mm. No entanto, por analogia é na zona proximal do fémur que se encontra a grande porção de osso esponjoso que serve de ancoragem ao cimento ósseo, sendo esta a região que recebe grande parte da carga transferida pela haste femoral, logo é bastante importante para esta transferência de carga uma boa qualidade da interface Implante-Osso nesta região. Na zona mais distal as cargas transferidas pelo implante para o cimento são bem inferiores às da zona proximal, [60], estando o PMMA em contacto com osso cortical um osso menos sensível ao efeito de necrose.

Os resultados das temperaturas obtidas nestes modelos exploratórios revelaram-se bastantes positivos que justificam a continuação deste trabalho com o desenvolvimento de modelos experimentais e numéricos mais representativos da realidade da artroplastia da anca. Os tempos das fases de aquecimento, estabilização e arrefecimento ajustados para estes modelos exploratórios serão utilizados como tempos primitivos para a parametrização dos modelos experimentais e numéricos.

Capítulo IV – Modelos experimentais

4.1 – Desenvolvimento, conceção e fabricação do permutador

4.1.1 – Modelação geométrica e desenhos de conjunto

Para avaliação do dispositivo a nível experimental, após a seleção do conceito, desenvolveu-se e construiu-se o dispositivo de controlo de temperatura. Utilizou-se o programa CAD CATIA V5-R18 para a modelação das peças e acoplamento do conjunto. Foram realizadas algumas modificações no dispositivo em relação ao conceito pré-selecionado. Os materiais que constituem os componentes do dispositivo, como referido do capítulo II da presente tese, são o alumínio e o polietileno. A interface, base, dissipador, pega manual e reservatório são de alumínio pelas razões anteriormente apresentadas. A placa isolante é de polietileno.

Na figura 39, apresenta-se um desenho em perspetiva explodida do dispositivo modelado, com a indicação dos diferentes componentes.

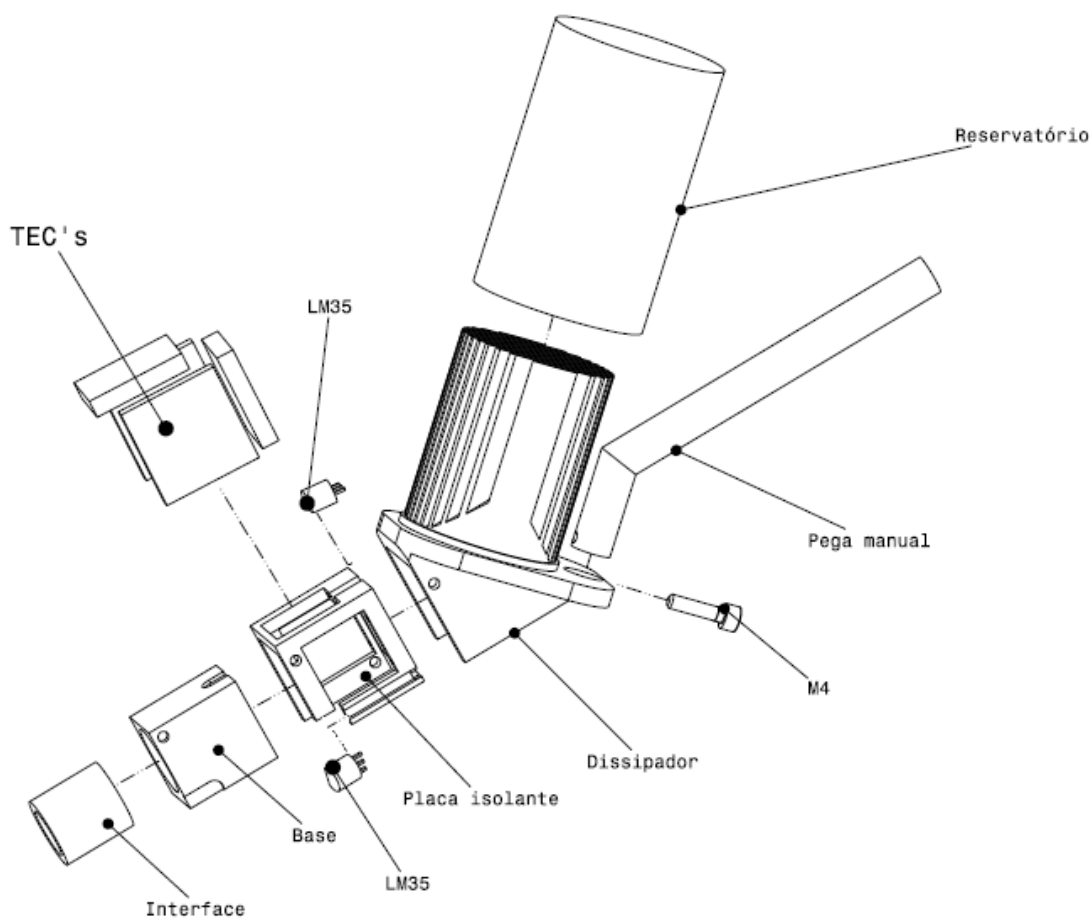


Figura 40 – Desenho em perspetiva explodida do dispositivo.

Tendo-se determinado o envelope de trabalho, verifica-se que o dispositivo concebido está dentro das dimensões previamente avaliadas como livres na cirurgia. A zona do dispositivo que entra em contato com o pescoço da haste femoral tem largura de 37mm, valor inferior ao determinado no envelope de trabalho. Relativamente ao conceito selecionado e para uma melhor uniformização da temperatura na base e interface do dispositivo optou-se por introduzir mais dois TEC's nas paredes laterais do dispositivo. Assim para além de uma maior uniformização da temperatura tem-se um maior fluxo de calor libertado com os quatro TEC's. Essa alteração foi possível devido à reduzida espessura dos TEC selecionados, possibilitando introduzir mais dois TEC no dispositivo e conseguir respeitar o envelope de trabalho disponível.

Na figura 40, apresenta-se o desenho de conjunto do dispositivo. Apresentam-se algumas dimensões que permitem avaliar as dimensões globais do dispositivo. Na tabela 11 indica-se a legenda do desenho de conjunto, onde se apresentam os componentes do dispositivo.

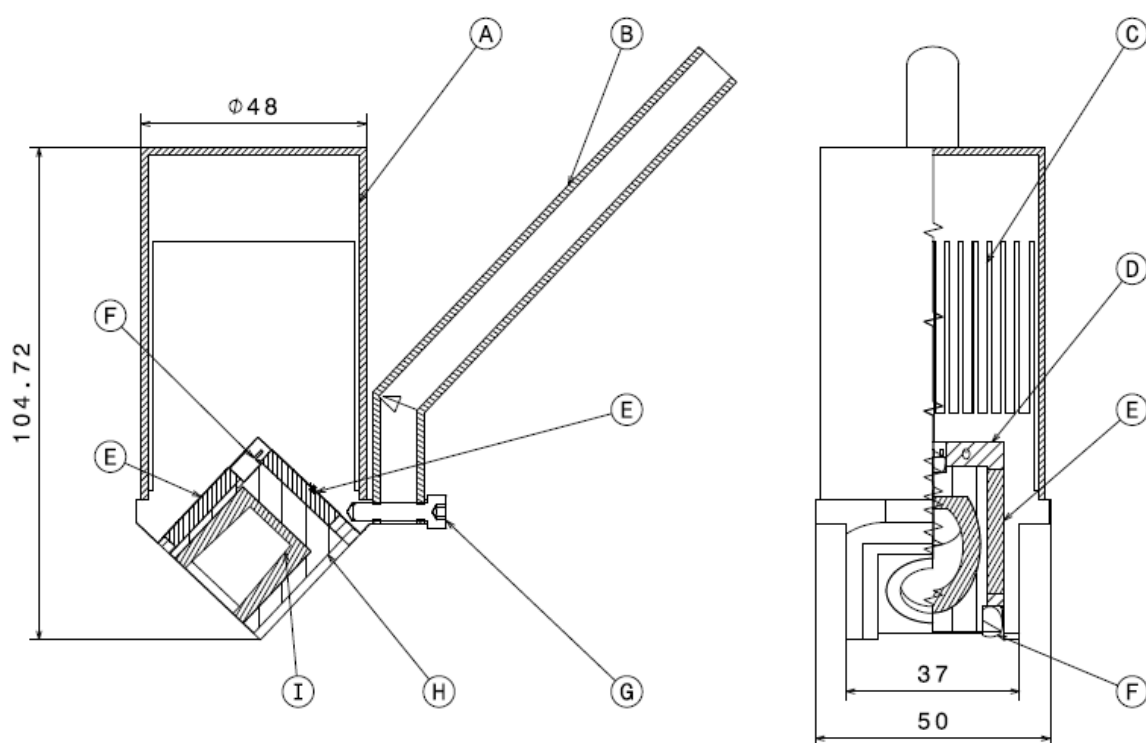


Figura 41 – Desenho de conjunto do dispositivo.

Tabela 11 – Legenda do desenho de conjunto do dispositivo.

Referência	Quantidade	Componente
A	1	Reservatório
B	1	Pega manual
C	1	Dissipador
D	1	Placa isolante
E	4	TEC
F	2	Sensor LM35DZ
G	1	Parafuso M4
H	1	Base
I	1	Interface cônica

4.1.2 – Protótipo funcional

A escolha dos módulos termoeletricos requereu um compromisso entre potência, espaço e preço. Para se obterem potências elevadas os TEC têm dimensões maiores e para dimensões mais pequenas a potência é menor. Com o espaço disponível para o desenvolvimento do dispositivo confinado a sensivelmente um quadrado de 40mm de lado todas as soluções de diminuição de tamanho dos componentes são úteis. A solução passou por se recorrer ao modelo *MCPE1-03108NC-S* do fabricante *MultiComp*, com uma potência de 19 [W] e dimensões de 20×20×3,4 [mm], (figura 41). Na seleção dos TEC também é tido em conta as características existentes da unidade de controlo respeitando e tirando partido da corrente e voltagem disponível. A corrente máxima suportada pelos TEC é de 8,5 [A] e a voltagem de 3,8 [V]. As restantes características dos TEC podem ser consultadas no ANEXO A.1.

Relativamente aos sensores de temperatura presentes no dispositivo, utiliza-se o modelo LM35DZ, (figura 41). Os sensores LM35DZ, duas unidades, são introduzidos no interior do dispositivo. O seu tamanho reduzido, baixo custo e as temperaturas obtidas no funcionamento do dispositivo estarem dentro da gama de temperaturas suportadas pelos sensores são as razões para a sua escolha. A gama de temperaturas suportada por estes sensores é de -55°C a +150°C e o erro de leitura é de 1,5°C, [61].

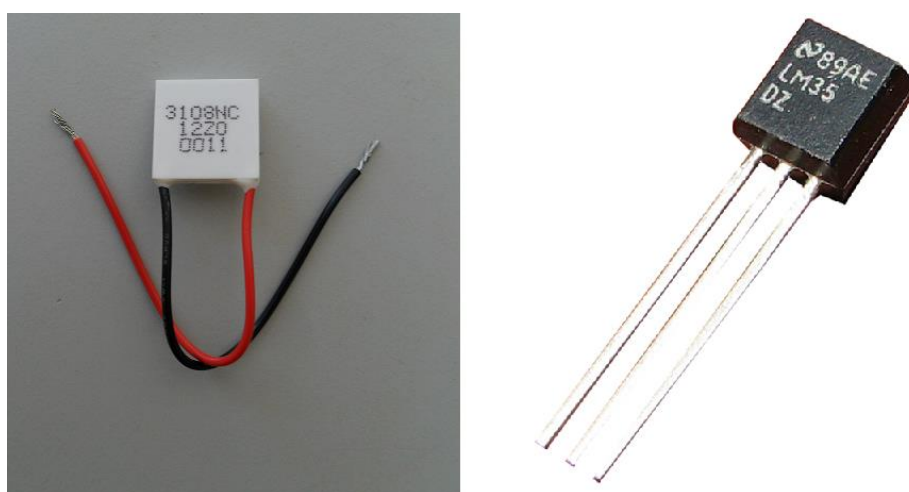


Figura 42 – Modulo termoeletrico e sensor de temperatura LM35DZ.

Após seleção dos componentes comerciais e maquinados os componentes em alumínio, efetuou-se a montagem do dispositivo (figura 42). Sob o componente designado de base é colocada a placa de isolamento dos TEC. Colocam-se os TEC e os sensores de temperatura LM35DZ no alojamento da placa isolante. Para melhorar as propriedades da ligação foi colocada pasta térmica entre os componentes, a finalidade da colocação da pasta térmica é a de reduzir o ar nos interstícios presentes na interface dos materiais e com isso reduzir a resistência de contato para não haver uma quebra de temperatura acentuada na transição dos componentes. Assim aumenta-se a eficiência da propagação do calor entre os materiais. Na figura 43 apresenta-se a fase de colocação dos TEC e dos sensores de temperatura LM35DZ.



Figura 43 – Montagem dos componentes do dispositivo.

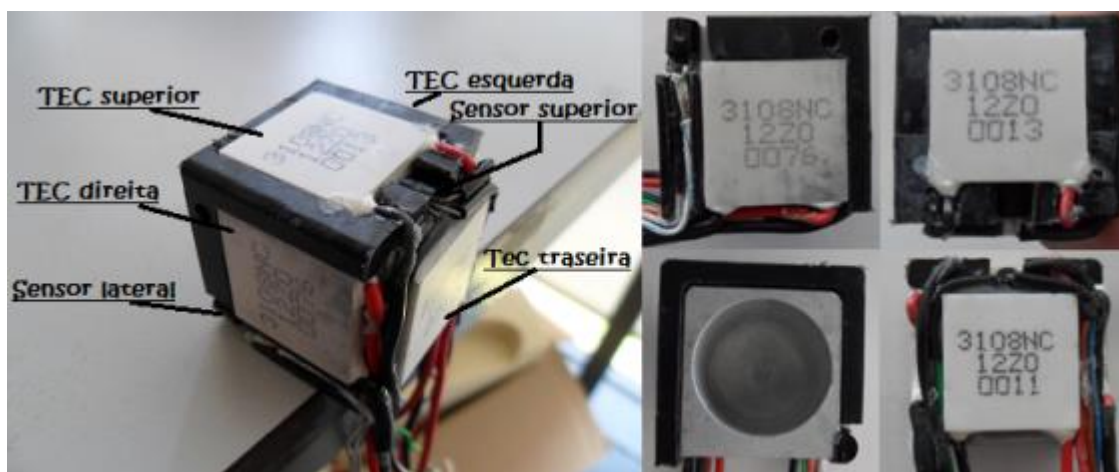


Figura 44 – Montagem e disposição dos TEC e sensores de temperatura LM35DZ.

Na montagem do dispositivo danificou-se um TEC ficando este inutilizável nos ensaios realizados, assim sendo o dispositivo é testado usando apenas três, dos iniciais quatro TEC's.

Apenas foi fabricada a interface cônica uma vez que a análise experimental recai sobre um implante modular. Relativamente à capa protetora isolante do dispositivo também não foi materializada uma vez que acarretaria custos desnecessários. Na figura 44 apresenta-se o protótipo funcional após a montagem final. Este foi utilizado na realização dos diferentes ensaios experimentais *in-vitro*.



Figura 45 – Dispositivo de controlo de temperatura na artroplastia cimentada da anca.

4.2 – Ensaios preliminares em espuma

4.2.1 – Introdução

Para avaliar a eficiência do dispositivo na fase de arrefecimento da haste femoral, realizaram-se ensaios com fase de aquecimento e arrefecimentos com e sem o fluido refrigerante no dissipador. Sabe-se antecipadamente, como discutido no capítulo II da presente dissertação, das possíveis vantagens da utilização do fluido refrigerante em contato com o dissipador em vez do ar, pretende-se nesta parte do trabalho verificar e quantificar esse aumento de eficiência.

4.2.2 – Materiais e Métodos

Para todos os ensaios deste capítulo manteve-se a sala a uma temperatura ambiente de $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ recorrendo para isso a sistema de ar condicionado. A haste femoral utilizada na análise experimental é o modelo blocfitt da companhia Lafitt em titânio. O fluido refrigerante inserido no reservatório do dispositivo pode ser equiparado ao fluido refrigerante R-134a, fluido comum e vastamente utilizado, [62]. Inicialmente fizeram-se medições das temperaturas nos sensores de temperatura do dispositivo sem o fluido refrigerante e após essas medições colocou-se o fluido refrigerante. Esta análise tem como objetivo constatar, ou não, a importância do fluido refrigerante na eficiência do sistema. Na tabela 12 apresentam-se as propriedades do fluido refrigerante.

Tabela 12 – Propriedades do fluido refrigerante R134a, [63].

Propriedades	Massa molar [Kg.Kmol ⁻¹]	Densidade [Kg.m ⁻³]	Condutividade Térmica [W.m ⁻¹ K ⁻¹]	Calor específico [J.Kg ⁻¹ K ⁻¹]	Viscosidade [N.s.m ²]
R134a	102,03	1199,7	0,0803	1432	0,0001905



Figura 46 – Introdução do fluido refrigerante no reservatório.

Para a realização dos ensaios experimentais envolveu-se o implante num bloco de espuma com a cavidade do implante previamente realizada, o dispositivo foi então colocado em contato com o pescoço da haste, sendo registada a evolução da temperatura no dispositivo ao longo do tempo.

Foram realizados três ensaios com diferentes parametrizações, primeiro só com as alhetas do dissipador em contato com o ar e depois em contato com o líquido refrigerante introduzido no reservatório:

1º - Pré-aquecimento do dispositivo até aos 70°C e colocação do dispositivo em contato com o pescoço da haste. Estabilização do dispositivo à temperatura de 70°C até aos 700s e arrefecimento contínuo do dispositivo;

2º - Pré-aquecimento do dispositivo até aos 80°C e colocação do dispositivo em contato com o pescoço da haste. Estabilização do dispositivo à temperatura de 80°C até aos 800s e arrefecimento contínuo do dispositivo;

3º - Pré-aquecimento do dispositivo até aos 70°C e colocação do dispositivo em contato com o pescoço da haste femoral. Estabilização do dispositivo à temperatura de 80°C até aos 600s e arrefecimento contínuo do dispositivo.

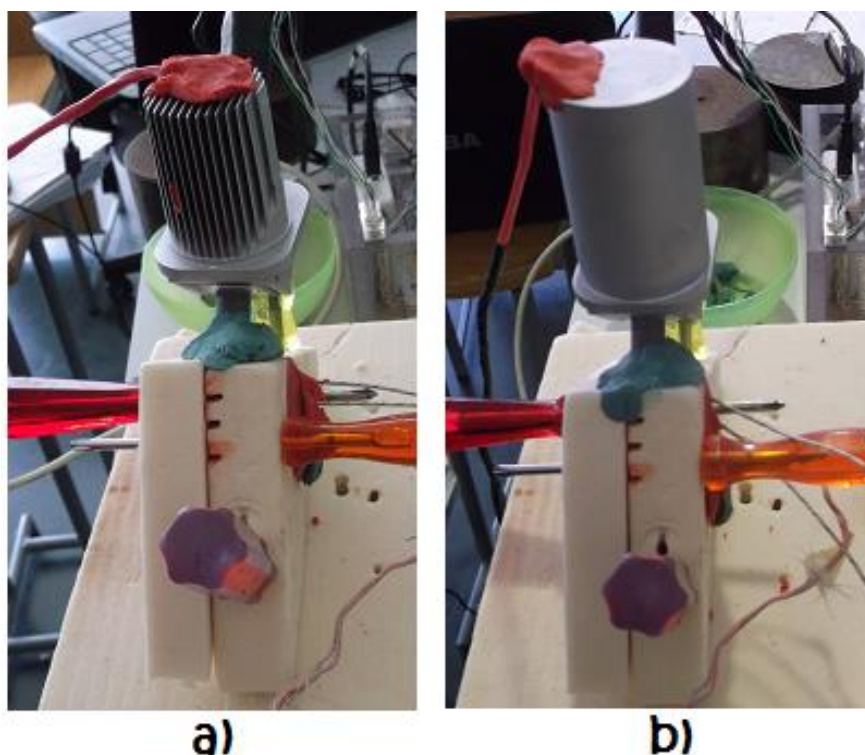


Figura 47 – Aparato experimental a) sem fluido refrigerante, b) com fluido refrigerante.

4.2.3 – Resultados e discussão

O pré-aquecimento do dispositivo e posterior colocação em contato com o pescoço da haste surge para economizar algum tempo durante a fase inicial de aquecimento do implante. Verificou-se, que a colocação do dispositivo no cone da haste femoral com este já pré-aquecido permitia um aumento mais rápido da temperatura do implante, reduzindo o tempo de elevação de temperatura neste. Este modo de funcionamento foi selecionado para todos os ensaios posteriores.

Na figura 47, apresentam-se as curvas relativas às temperaturas medidas nos sensores de temperatura do dispositivo.

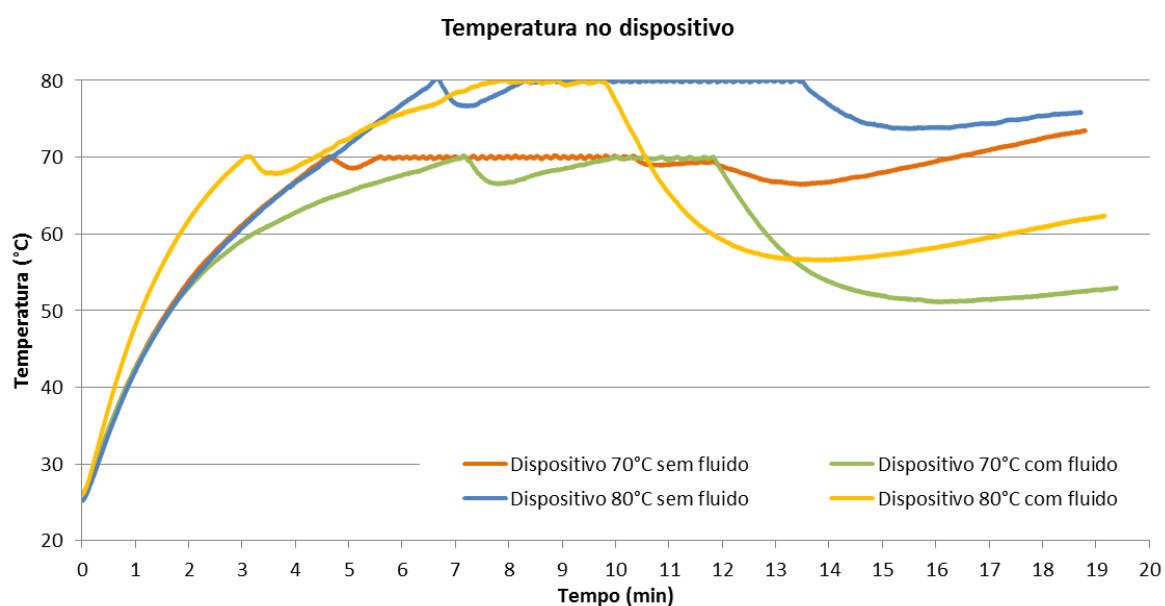


Figura 48 – Análise da configuração do dispositivo sem *versus* com fluido refrigerante.

Através dos vários ensaios constata-se uma maior eficiência aquando da utilização do dissipador em contato com o fluido refrigerante através do reservatório. Assim, na fase de arrefecimento do implante, as temperaturas registadas no dispositivo atingem valores bastante inferiores comparando às temperaturas registadas sem o fluido refrigerante.

Nos ensaios onde se apresenta um pré-aquecimento do dispositivo até aos 70°C, estabilização do dispositivo à mesma temperatura e iniciando o arrefecimento (curva verde e laranja), observa-se que a temperatura mínima conseguida no arrefecimento é de 66,4°C sem o fluido refrigerante e de 51,1°C com o fluido refrigerante, o que representa uma diminuição de 15,3°C ou seja de 23% na temperatura no dispositivo. A temperatura mínima do dispositivo na fase de arrefecimento determina o tempo de eficiência máxima na fase de arrefecimento, uma vez que é nesse instante onde se regista a maior diferença de temperatura entre o aquecimento e o arrefecimento do dispositivo. Para além deste tempo o dispositivo começa a saturar verificando-se um aumento da temperatura deste, mesmo ainda estando na fase de arrefecimento.

No ensaio onde se efetua um pré-aquecimento do dispositivo até aos 80°C e estabilização do dispositivo na mesma temperatura, (curva azul) sem fluido refrigerante, a temperatura mínima obtida na fase de arrefecimento foi de 73,7°C, ou seja uma diminuição de 6,3°C. No ensaio onde se efetua um pré-aquecimento do dispositivo até aos 70°C, estabilização aos 80°C, (curva a amarelo) com o fluido refrigerante, a temperatura mínima registada no arrefecimento é de 56,5°C, uma diminuição de 23,5°C.

Em resumo pode afirmar-se que o dispositivo se torna bastante mais eficiente na fase de arrefecimento quando o dissipador está em contato com o fluido refrigerante contido no

reservatório relativamente à solução de contato com o ar. Obteve-se uma diminuição da temperatura, entre o aquecimento e a mínima temperatura na fase de arrefecimento, entre 18,9°C (Ta_{que}=70°C) e os 23,5°C (Ta_{que}=80°C) com o fluido refrigerante e de apenas 3°C e os 7°C sem o fluido refrigerante (contato com o ar). Consta-se também que sem o fluido refrigerante existe uma saturação do dispositivo mais rápida onde a inflexão da curva de temperatura na fase de arrefecimento acontece mais cedo, que com o fluido refrigerante. Nos ensaios sem o fluido refrigerante a saturação do dispositivo aconteceu em 1,6min e 2,1min após o início do arrefecimento (curvas a laranja e azul). Nos ensaios com o fluido refrigerante a saturação do dispositivo acontece mais tardiamente, 4,2min e 5,4min após o início da fase de arrefecimento (curvas a verde e amarelo).

4.3 – Ensaios em osso compósito

4.3.1 – Introdução

Com o objetivo de aproximar um pouco mais à realidade o processo de utilização do dispositivo, procedeu-se à realização de ensaios de cimentação de uma haste femoral num fémur em material compósito. Pretendeu-se avaliar experimentalmente as temperaturas desenvolvidas no implante, assim como a temperatura na interface PMMA-Osso, durante a fase de aquecimento e arrefecimento do dispositivo, procedendo-se a melhor parametrização dos tempos de funcionamento destas fases.

A fim de comparar as temperaturas obtidas no implante e osso com a utilização do dispositivo, procedeu-se previamente ao ensaio e registo das temperaturas desenvolvidas no osso na interface com o PMMA aquando da polimerização livre deste em torno do implante mas sem dispositivo, isto é, a reação de polimerização acontece naturalmente sem que nenhuma introdução ou remoção de calor por parte do dispositivo seja feita. Esses resultados permitem parametrizar os tempos das diferentes fases no *software* de controlo do dispositivo para os ensaios com a utilização do dispositivo.

Relembra-se que os objetivos da aplicação do dispositivo é o fornecimento de calor através da extremidade da haste femoral para se obter temperaturas iguais ou superiores a 37°C no implante na interface com o PMMA, para que se fomente o início da reação de polimerização do PMMA nessa interface. O segundo objetivo do funcionamento do dispositivo é o de remover calor da haste para assim diminuir o risco de ocorrência de necrose de origem térmica no osso causado pelo aumento de temperatura do PMMA durante a fase de polimerização.

4.3.2 – Materiais e métodos

O cimento ósseo usado para os ensaios experimentais é o *Hi-Fatigue Bone Cement* da companhia Zimmer. O *Hi-Fatigue Bone Cement* é uma resina sintética de endurecimento rápido para a cirurgia óssea. Como contraste radiopaco, o cimento em pó Hi-Fatigue contém dióxido de zircónio insolúvel. Na tabela 13 apresenta-se a composição do cimento ósseo utilizado.

Tabela 13 – Composição do cimento ósseo Hi-Fatigue Bone Cement.

	Composição	Quantidade
Polímero em pó	Poli(metilmetacrilato/estireno)	58,75%
	Poli(metilacrilato/metilmetacrilato)	28,15%
	Dióxido de Zircônio	12,24%
	Peróxido de benzoil	0,86%
Monómero líquido	Metilmetacrilato	99,35%
	N,N-Dimetil-p-toluidina	0,65%
	Hidroquinona (estabilizador)	60ppm

Para produzir a mistura manualmente, todo o conteúdo das ampolas é colocada num recipiente apropriado e inerte. Adiciona-se em seguida ao líquido o conteúdo das saquetas de pó e os componentes são misturados cuidadosamente com uma espátula durante aproximadamente 30 segundos, até que o pó tenha absorvido completamente o líquido e se tenha formado uma mistura homogênea. O cimento pode ser aplicado quando não aderir às luvas e a viscosidade desejada tiver sido alcançada. A aplicação é finalizada quando a massa se tornar elástica e deixar de agarrar. Na figura 48, apresentam-se os tempos de preparação do cimento ósseo utilizado recomendados pelo fabricante.

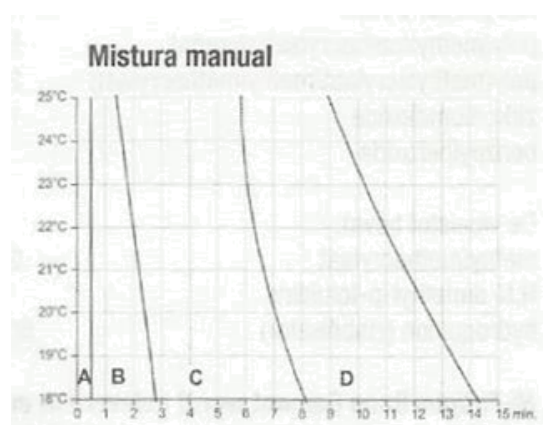


Figura 49 – A:Fase de mistura; B:Fase de espera; C:Fase de aplicação; D:Fase de endurecimento

A espessura média do manto de PMMA aplicado em torno da haste femoral foi de 2mm, tendo esta espessura sido assegurada em torno do implante através de pequenos calços de alumínio previamente colados na superfície da cavidade do osso, esta previamente preparada pelo corte em duas metades do fêmur como mostra a figura 49A.

Para os ensaios recorre-se ao osso compósito do fêmur da empresa *Sawbones*. Um sensor de temperatura LM35DZ foi colocado no osso na interface PMMA-Osso. A haste femoral foi instrumentada com três termopares Z3-J colocados junto à zona proximal do implante, próximos da interface com o PMMA como mostra a figura 49B, com espaçamento de 10mm entre cada um deles, para se efetuarem as medições de temperatura no implante. A gama de temperaturas suportada pelos termopares Z3-J é de -50°C a +350°C. As restantes características dos termopares

podem ser consultadas no anexo A.3, [61, 64]. Após preparação do canal femoral, o PMMA é vazado e a haste do implante colocada.

Numa primeira fase os ensaios foram realizados apenas com polimerização livre do PMMA, sem a utilização do dispositivo. Na fase seguinte procedeu-se à realização de ensaios com a utilização do dispositivo com o funcionamento das fases de aquecimento e arrefecimento.

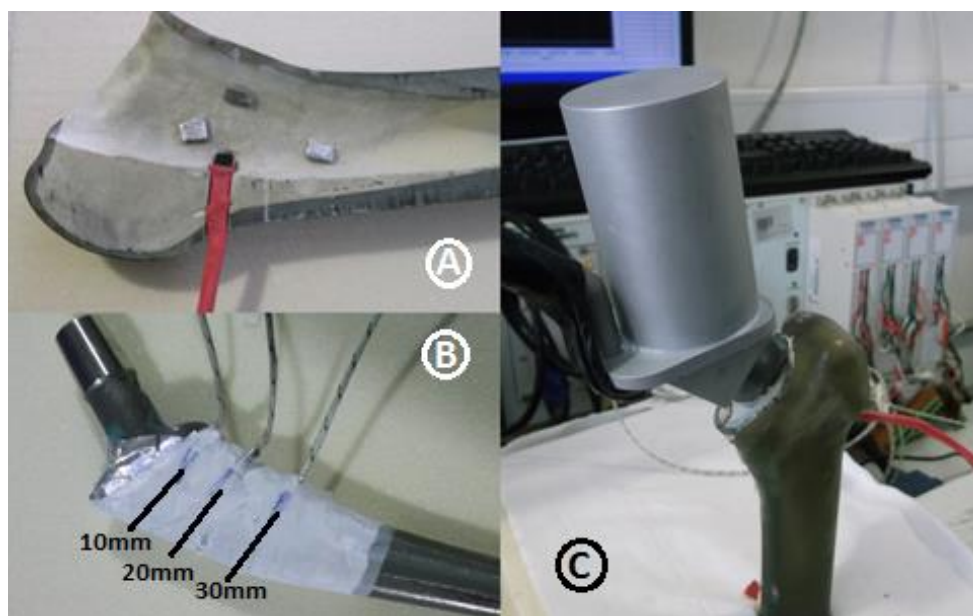


Figura 50 – Aparato experimental em osso compósito.

No ensaio com a introdução do dispositivo de controlo de temperatura, efetua-se um pré-aquecimento do dispositivo até aos 70°C e ao mesmo tempo efetua-se a preparação do PMMA com a mistura do polímero em pó e monómero líquido. Instantes antes de o dispositivo atingir os 70°C coloca-se o cimento ósseo no canal femoral. Atingidos os 70°C coloca-se o dispositivo em contato com o pescoço da haste do implante como mostra a figura 49C.

Tendo em conta alguns ensaios preliminares observou-se a ocorrência de alguma inércia térmica no sistema dispositivo/haste femoral devido às diferenças de temperaturas durante a fase de aquecimento registadas no dispositivo, provenientes do fluxo de calor gerado nos TEC, e a temperatura registada no implante. Devido a essa inércia térmica a inversão do fluxo dos TEC, ou seja a passagem da fase de aquecimento para a fase de arrefecimento, tem de acontecer antes do pico de temperatura da reação de polimerização do cimento. Esta antecipação da fase de arrefecimento permite o arrefecimento antecipado do dispositivo e do implante para que este se torne útil e efetivo aquando da ocorrência do pico de temperatura no PMMA. Os tempos das fases de aquecimento e arrefecimento foram ajustados tendo em conta este efeito, sendo apresentados na tabela 14. Por forma a não contribuir para o aquecimento do implante após a fase de arrefecimento ou seja aquando da saturação do dispositivo, procedeu-se à retirada do dispositivo do contato com a haste femoral.

Tabela 14 – Parametrização do tempo das fases do dispositivo em osso compósito.

Ensaio	Fase		
	Pré-aquecimento do dispositivo	Aquecimento do pescoço da haste	Arrefecimento do pescoço da haste
Osso compósito 3 TEC's	3,54min	4,79min	6,88min
Osso compósito 2 TEC's	6,10min	4,90min	7,51min

Foram registadas a evolução das temperaturas no implante durante a fase de aquecimento através dos termopares fixos a este, assim como da temperatura no osso através do sensor de temperatura LM35DZ solidário ao fémur na interface com PMMA.

4.3.3 – Resultados e discussão

4.3.3.1 – Ensaio de polimerização do cimento sem dispositivo

Na figura 50 estão representados dois ensaios de polimerização livre do PMMA. As temperaturas indicadas referem-se às medidas no osso na interface com o PMMA.

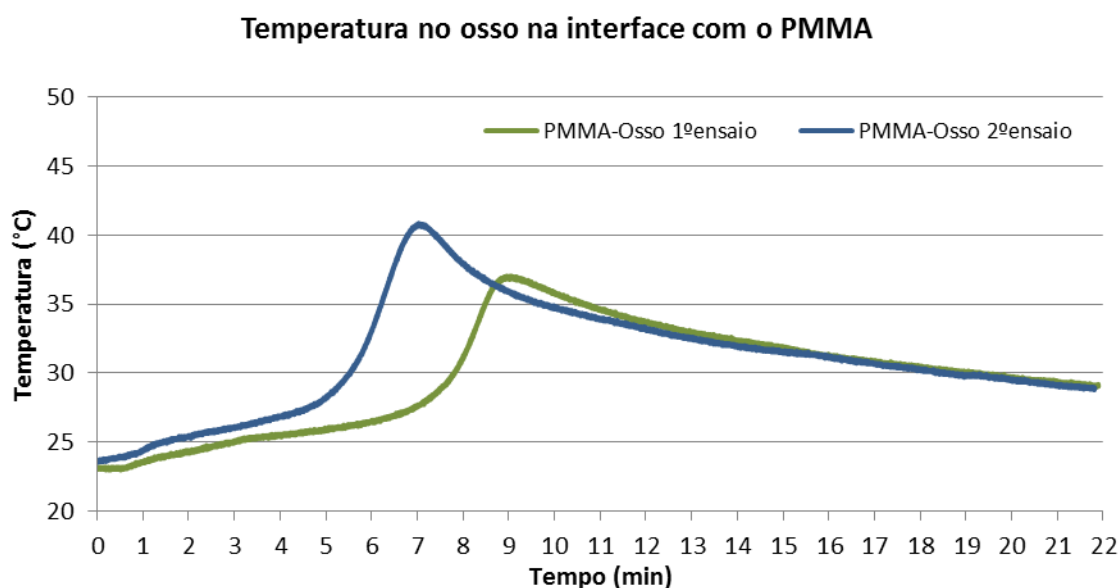


Figura 51 – Ensaios cura do PMMA sem dispositivo.

A temperatura máxima alcançada na interface PMMA-Osso é de 37°C no primeiro ensaio e de 40,7°C no segundo ensaio. Relativamente aos tempos, o pico onde se verificou a temperatura máxima ocorreu aos 9,1min no primeiro ensaio e aos 8,1min no segundo ensaio. Existe um desfasamento de 3,7°C na temperatura máxima da interface PMMA-Osso e de 1min no tempo onde se dá esse pico de temperatura nos dois ensaios. Através dos resultados obtidos pode-se verificar que em ambos os casos não se atingiram temperaturas críticas para ocorrer

necrose de origem térmica no osso, ou seja temperaturas superiores a 50°C. Podemos concluir que a polimerização livre do PMMA apresenta um bom nível de repetibilidade em termos das temperaturas e tempos de ocorrência do pico de temperatura, não apresentando um risco de necrose de origem térmica.

4.3.3.2 – Ensaio em osso compósito com dispositivo

Na figura 51, apresentam-se as curvas de temperatura no implante e no osso na interface com o PMMA. Também é apresentada a curva de temperatura no dispositivo (preto). Para as temperaturas no implante são apresentadas as três curvas relativas aos três termopares fixos neste a 10mm, 20mm e 30mm da sua zona proximal.

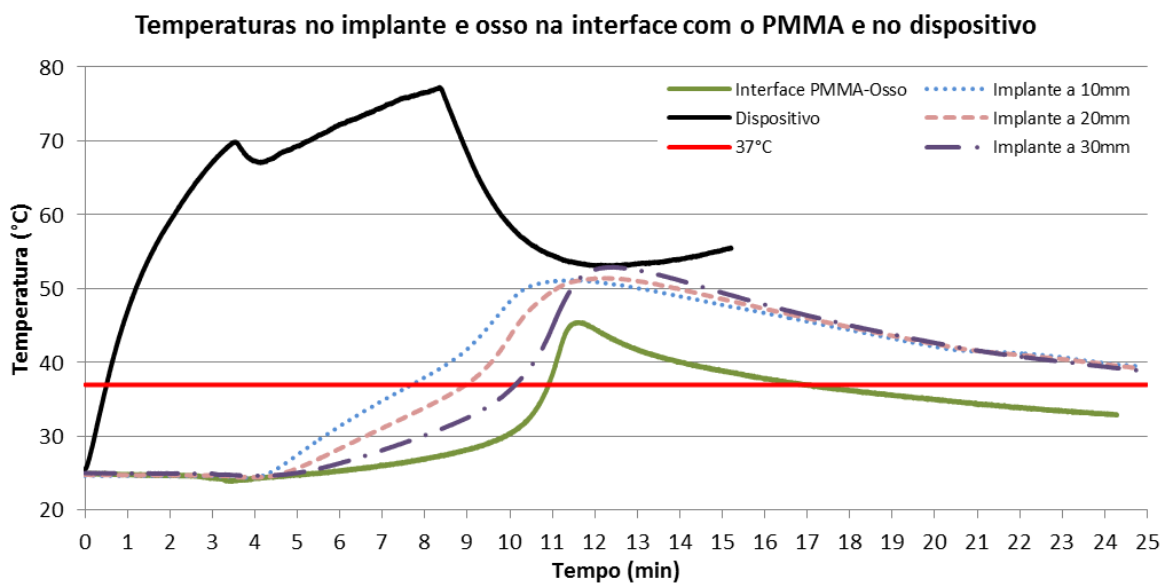


Figura 52 – Temperaturas no implante e osso na interface com o PMMA e no dispositivo, (osso compósito e 3TEC).

Como referido anteriormente, o objetivo da fase de aquecimento do implante é o de se obter temperaturas superiores a 37°C no implante na interface com o PMMA antes do início da reação de polimerização. Gráficamente denota-se que esse objetivo foi alcançado já que os três termopares no implante registaram temperaturas superiores a 37°C antes do início da fase de polimerização do PMMA (± 11 min). Superou-se os 37°C nos termopares a 10mm, 20mm e 30mm nos instantes de tempo 7,68min, 8,97min e 10,13min respetivamente. A temperatura máxima observada no implante no termopar a 30mm foi de 52,9°C.

O início da fase de arrefecimento deu-se aos 8,33min sendo que o pico de temperatura registado na interface PMMA-Osso acontece aos 11,6min. A análise às temperaturas no osso na interface com o PMMA (Verde), verifica-se que a temperatura máxima registada nesta interface é de 45,5°C. Com base na temperatura atingida e nas temperaturas defendidas na literatura (50°C) pode-se afirmar que nestas condições não existe risco de ocorrência de necrose de origem

térmica no osso. Relativamente ao dispositivo, este foi retirado do contato com o implante após alguns instantes de saturação, saturação que ocorreu aos 12,3min.

Em resumo, observa-se que a temperatura no implante na zona proximal foi mais elevada que 37°C até aos 30mm, ocorrendo este aumento de temperatura antes do início da polimerização do PMMA, sendo este um dos objetivos do dispositivo. Este aquecimento do implante potencializa o aumento de temperatura no osso aquando da reação exotérmica de polimerização do PMMA. O que se verificou é que com a fase de arrefecimento esse potencial aumento de temperatura não se verifica, não tendo sido alcançado os valores críticos de temperatura no osso ($> 50^{\circ}\text{C}$) na interface com o PMMA, tendo sido também alcançado outro dos objetivos do dispositivo.

Na figura 52 estão também representadas as curvas de temperatura obtidas num ensaio degradado. Este ensaio foi realizado após a avaria de um dos TEC no dispositivo, ficando em funcionamento apenas com dois TEC. Este ensaio serviu apenas para avaliar o efeito da potência de aquecimento e arrefecimento do dispositivo em termos das diferentes temperaturas e tempos quando comparado com o ensaio funcional anterior.

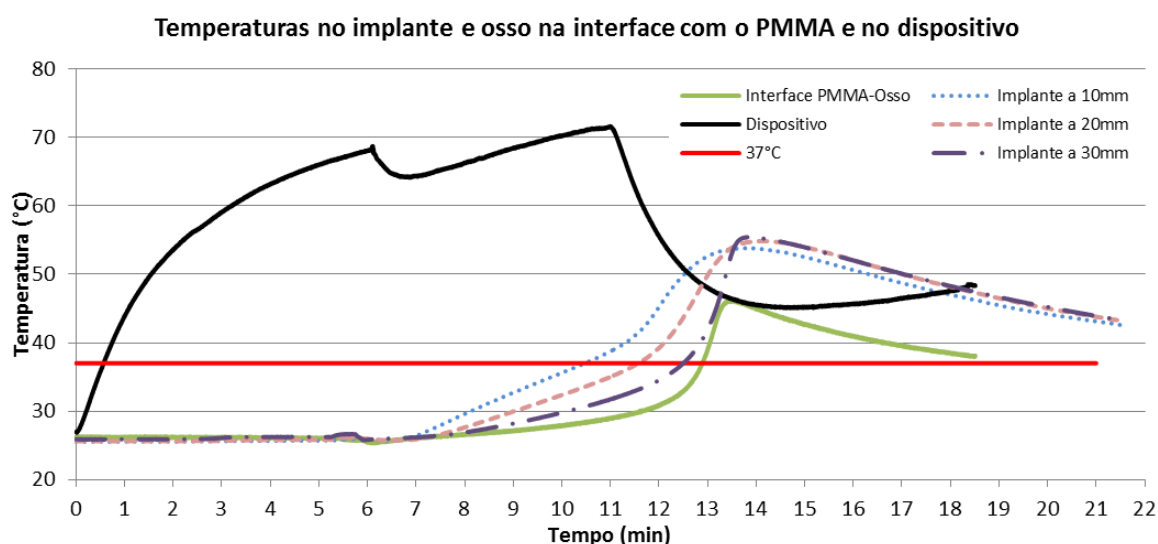


Figura 53 – Temperaturas do implante e osso na interface com o PMMA e no dispositivo, (osso composto e 2TEC).

Através da figura 52, e comparando com a figura 51 relativa ao dispositivo funcional com 3 TEC, denota-se um aumento do tempo para o aquecimento do dispositivo, verificado com o menor declive da curva na fase de pré-aquecimento do dispositivo. Na análise com 3 TEC's colocou-se o dispositivo em contato com o implante quando se atingiu os 70°C aos 3,54min, na presente análise, apenas com 2 TEC's o dispositivo é colocado em contato com o implante quando se atinge os 68,6°C ao fim de 6,1min, quase o dobro do tempo para o pré-aquecimento. Analisando a temperatura no implante na interface com o PMMA, verifica-se que só se conseguem temperaturas superiores aos 37°C até aos 20mm proximais do implante, sendo que a 30mm registam-se temperaturas inferiores a 37°C antes do início da polimerização do PMMA.

Este resultado permite afirmar que existe um decréscimo da eficiência do dispositivo na fase de aquecimento pelo fato de se ter disponível menos potência (menos um TEC). Sabe-se que alterando a temperatura do implante altera-se o tempo de início da reação de polimerização. Na presente análise, todos os tempos das diferentes etapas foram mais longos e com isso adveio um atraso nos picos de temperatura ocorridos. Apesar do aumento dos tempos em todo o processo de cimentação, conseguiu-se obter temperaturas superiores aos 37°C na interface do implante antes do início da polimerização do PMMA até 20mm, sendo este inferior ao alcançado com o dispositivo funcional com três TEC's. Embora o decréscimo da eficiência do dispositivo, tanto na fase de aquecimento como na fase de arrefecimento, a temperatura máxima atingida no osso na interface com o PMMA não atinge os valores críticos para ocorrer necrose de origem térmica.

Este funcionamento em modo degradado do dispositivo permite concluir que a potência deste influencia diretamente as temperaturas e os tempos do processo de cimentação assistido com o dispositivo. Aparentemente um aumento de potência do dispositivo relativamente à solução funcional ensaiada com três TEC's permitirá reduzir os tempos de polimerização não colocando em risco o osso.

4.4 – Ensaio em osso bovino

4.4.1 – Introdução

Para concluir o trabalho experimental, recorreu-se à utilização de um fémur bovino para uma maior aproximação à realidade em termos das propriedades dos materiais envolvidos. No entanto, estes ensaios foram realizados já com o dispositivo em modo degradado visto que um dos TEC's avariou durante estes ensaios, não existindo possibilidade de o reparar em tempo útil.

4.4.2 – Materiais e métodos

O osso bovino requer uma limpeza e preparação para retirar todos os resíduos externos que não são relevantes para a análise, resíduos de músculo e gorduras. Após a limpeza é efetuada a abertura do canal femoral para introdução do PMMA e da haste do implante. Recorreu-se ao mesmo cimento ósseo e à mesma haste femoral dos ensaios anteriores. O sensor de temperatura LM35DZ foi novamente colocado na interface PMMA-Osso e os termopares foram colocados na interface da haste femoral à mesma distância que os ensaios anteriores (figura 53A). Antes de se efetuar o ensaio, o osso bovino é mantido em estufa à temperatura de 37°C, temperatura média corporal, durante 3,5 horas para homogeneização do osso e equiparar com as temperaturas registadas numa cirurgia.

Efetuuou-se o pré-aquecimento do dispositivo antes da colocação em contato com o pescoço da haste do implante. Simultaneamente prepara-se o cimento ósseo para aplicação no canal femoral instantes antes da colocação do dispositivo. A figura 53B ilustra o aparato experimental da análise experimental com osso bovino.



Figura 54 – Aparato experimental em osso bovino.

Na presente análise experimental apenas dois TEC estão em funcionamento. Os TEC funcionais são o TEC superior e o TEC posterior, sendo estes os mais importantes, visto estarem a uma menor distância de um dos sensores de temperatura mas também por estarem diretamente orientados para o dissipador. Os TEC em funcionamento também garantem simetria nas fases de aquecimento e arrefecimento da haste femoral.

Na tabela 15 encontram-se indicadas as fases e os tempos utilizados neste procedimento experimental.

Tabela 15 – Parametrização do tempo das fases do dispositivo em osso bovino.

Ensaio	Fase		
	Pré-aquecimento do dispositivo	Aquecimento do pescoço da haste	Arrefecimento do pescoço da haste
Osso bovino	6,65min	3,39min	7,98min

Foram registadas a evolução das temperaturas no implante durante a fase de aquecimento através dos termopares fixos a este, assim como da temperatura no osso através do sensor de temperatura LM35DZ solidário ao fémur na interface com o PMMA.

4.4.3 – Resultados e discussão

Na figura 54, apresentam-se as curvas de temperatura no implante e no osso na interface com o PMMA. Também é apresentada a curva de temperatura no dispositivo (preto). Para as temperaturas no implante são apresentadas as três curvas relativas aos três termopares fixos neste a 10mm, 20mm e 30mm da sua zona proximal.

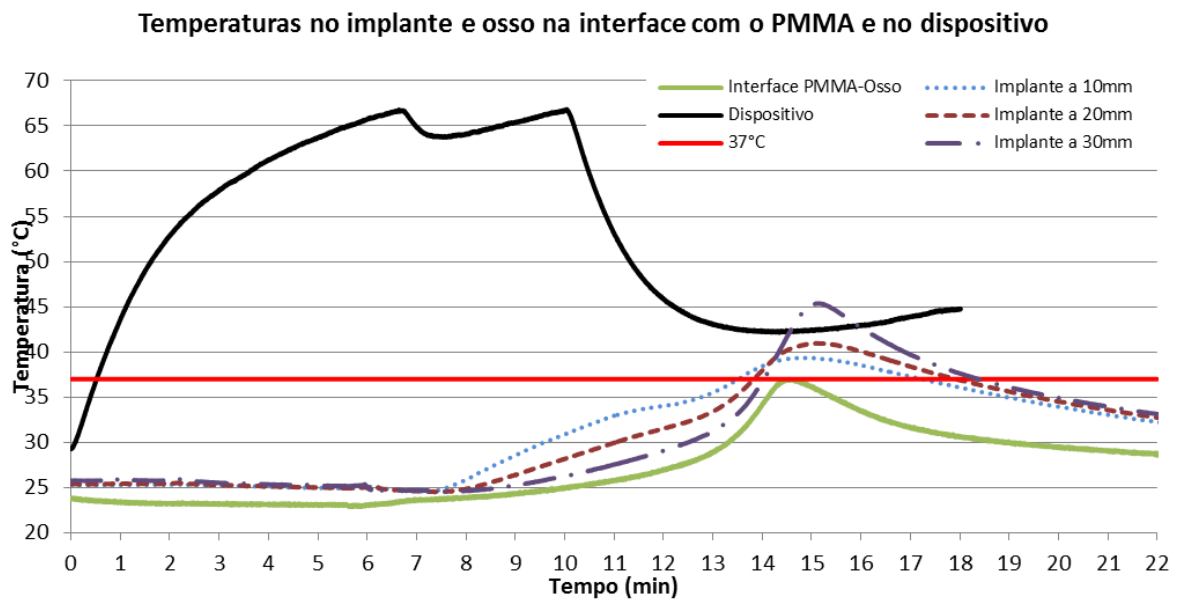


Figura 55 – Temperaturas no implante e osso na interface com o PMMA e no dispositivo, (osso bovino e 2TEC).

O objetivo da fase de aquecimento do implante é o de se obter temperaturas superiores a 37°C no implante na interface com o PMMA antes do início da reação de polimerização. Graficamente denota-se que esse objetivo não foi alcançado já que os três termopares no implante registaram temperaturas inferiores a 37°C antes do início da fase de polimerização do PMMA (± 13 min). O início da fase de arrefecimento deu-se aos 10,04min sendo que o pico de temperatura registado na interface PMMA-Osso acontece aos 14,56min. Na análise às temperaturas no osso na interface com o PMMA (Verde) verifica-se que a temperatura máxima registada nesta interface é de 37°C.

Podemos concluir que o ensaio com osso bovino não correu como esperado, pois não se conseguiu em tempo útil o aquecimento do implante na zona proximal com temperaturas superiores a 37°C. As circunstâncias que podem justificar este comportamento estão diretamente ligadas ao fato de o dispositivo neste ensaio estar a trabalhar em modo degradado, ou seja, com menos uma TEC (menos potência). Esta situação conduziu a um aumento do tempo necessário para o aquecimento do dispositivo, sendo que como o dispositivo faz a alteração de fase em função desse tempo, a fase de arrefecimento surgiu prematuramente impedindo o bom aquecimento do implante. O fato de a temperatura no implante ter evoluído mais lentamente comparativamente à análise do dispositivo degradado em osso compósito (ensaio anterior) poderá ter a ver com a maior condutibilidade térmica do osso bovino e maior umidade relativamente ao osso compósito utilizado no ensaio anterior. Este fato mais uma vez vem realçar a importância da potência disponível no dispositivo, pois certamente com o dispositivo funcional com as três TEC's os resultados seriam diferentes.

Capítulo V – Modelos numéricos *in-vitro* e artroplástico

5.1 – Introdução

Neste capítulo procede-se ao desenvolvimento de modelos numéricos que replicaram numa primeira fase os modelos experimentais desenvolvidos no capítulo anterior e de seguida as condições na cirurgia da artroplastia da anca. Estes serviram numa primeira fase para avaliar o nível de correlação com os modelos experimentais e para avaliação de um conjunto de parâmetros em termos de temperaturas no implante, osso e PMMA não passíveis de avaliação com os modelos experimentais e nas condições da realização da artroplastia da anca.

5.2 – Materiais e métodos

5.2.1 – Modelo numérico com osso compósito

Para modelação dos componentes do dispositivo e construção das malhas recorreu-se ao *software* CATIA V5-R18 e para a análise e simulação recorreu-se novamente ao *software* ABAQUS 6.10, como nos modelos exploratórios. Realizou-se o levantamento de forma da haste femoral também designado por digitalização do modelo. Através da haste utilizada na análise experimental recorreu-se à digitalização tridimensional a laser do componente com o objetivo de aproximar a simulação numérica à realidade tendo-se uma geometria da haste mais análoga. Para isso utilizou-se o equipamento de varrimento 3D por laser, Roland Picza Laser Scanner 3D da Roland DG Ltd, United Kingdom e o *software* Dr. Picza 3 da Roland DG Corporation. Através da nuvem de pontos conseguida após a digitalização, tratou-se a nuvem de pontos para se obter o modelo final, figura 55.



Figura 56 – a)Modelo real do implante. b)Modelo 3D obtido após levantamento de forma e tratamento da nuvem de pontos.

O modelo do osso fémur (osso cortical e trabecular) utilizado também provém de levantamento de forma. Na figura 56, pode observar-se o modelo utilizado na simulação numérica com osso compósito. O modelo apresenta o dispositivo concebido, o implante utilizado

na análise experimental sendo este modular com diâmetros 12/14mm e é considerada uma espessura de PMMA de 2mm obtida através de um *offset* do implante.

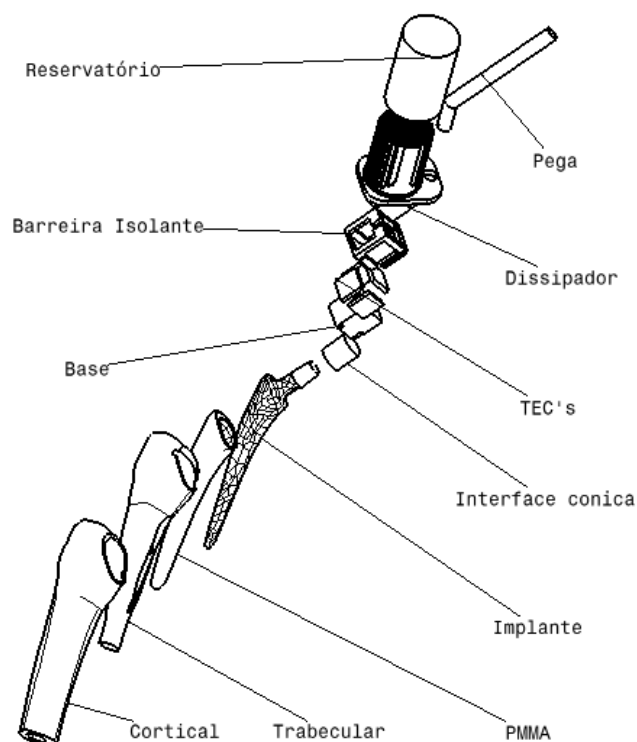


Figura 57 – Componentes da simulação numérica em osso composto.

Relativamente às propriedades de contato, apresentam-se na tabela 16 as propriedades consideradas. São adicionadas às propriedades utilizadas no capítulo III as propriedades entre os componentes do dispositivo. Entre o alumínio e o polietileno, materiais dos componentes da base e dissipador e da placa de isolamento, considera-se um isolamento perfeito, 0 [W.m⁻².K⁻¹]. Os restantes valores são obtidos através de referência onde se consideram os valores médios. Foram introduzidas as interações de contato nas superfícies dos diversos componentes que constituem o dispositivo bem como no implante e osso.

Tabela 16 – Propriedades de contato da simulação numérica, [54, 56].

Interface	Unidades	Valor
Implante-PMMA		5000
PMMA-Trabecular		500
Trabecular-Cortical	$\frac{W}{m^2 \cdot K}$	10000
Alumínio-Alumínio		7100
Alumínio-Polietileno		0

Na tabela 17 apresentam-se as propriedades térmicas utilizadas nas simulações numéricas do presente capítulo.

Tabela 17 – Propriedades dos materiais da simulação numérica em osso composto, [54, 55, 65].

Propriedades	Unidades	Osso Compósito	PMMA	Implante (Ti)	Alumínio	Poliétileno
Condutividade térmica [K]	$W.m^{-1}.K^{-1}$	0,54	0,17	6,7	237	0,2
Densidade [ρ]	$Kg.m^{-3}$	1141	1100	4400	2700	1190
Calor específico [Cp]	$J.Kg^{-1}.K^{-1}$	1940	1460	530	900	460

Relativamente ao cimento ósseo aplica-se a mesma potência utilizada nas simulações do capítulo III. A potência utilizada é de $1,31 \times 10^6$ [W.m⁻³], potência que replica as curvas obtidas por Claudia Vallo (2002). Considera-se também o filme convectivo na zona do colo da haste femoral com um coeficiente convectivo de $h=10$ [W.m⁻².K⁻¹]. No presente capítulo, para as simulações efetuadas introduz-se um filme convectivo no exterior do reservatório, tanto na sua revolução como no topo. O filme convectivo é semelhante ao valor introduzido no colo do implante, $h=10$ [W.m⁻².K⁻¹] para o coeficiente convectivo e temperatura externa de 20°C. Em bom rigor todas as superfícies externas do dispositivo estão em contato com o ar do bloco operatório, logo com um coeficiente convectivo associado. Comparando as dimensões das superfícies externas restantes com a superfície do reservatório assumem-se como superfícies insignificantes para perturbação dos resultados finais.

Através da seleção feita dos TEC na conceção do dispositivo, utilizaram-se TEC's com 19 [W] de potência. Dividindo essa potência pela área de geração de calor obtém-se a potência libertada nos TEC. Assim, e como a face dos TEC são quadradas com 20mm de comprimento obtém-se uma área de 4×10^{-4} [m²].

$$Pot = \frac{19}{4 \times 10^{-4}} = 47500 \text{ [W.m}^{-2}\text{]} \quad (Eq. 8)$$

Nas simulações considerou-se um funcionamento dos TEC de 80%.

$$Pot_{utilizada} = 47500 \times 80\% = 38000 \text{ [W.m}^{-2}\text{]} \quad (Eq. 9)$$

Para o modelo de comparação com a análise experimental consideram-se as temperaturas iniciais de todos os componentes de 26°C, temperatura ambiente da sala onde ocorreu a análise experimental

Na figura 57, encontra-se representado a malha de elementos finitos do dispositivo, haste femoral e osso utilizada nas simulações numéricas.

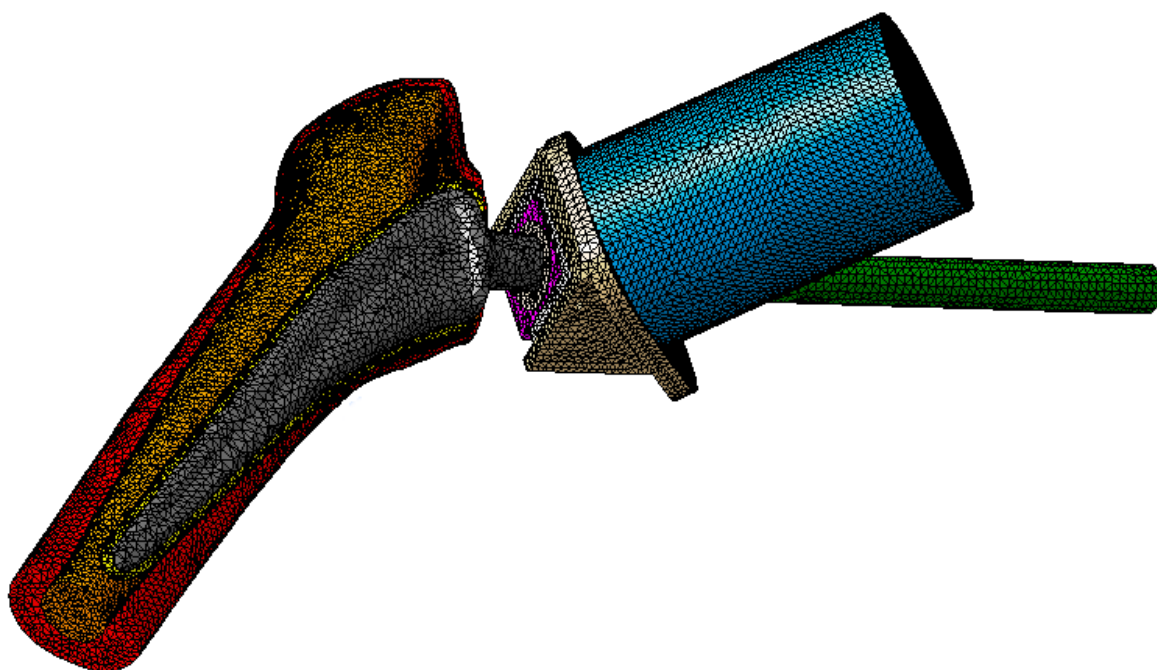


Figura 58 – Componentes e malha de elementos finitos usados na simulação numérica.

Na tabela 18, apresentam-se as características da malha gerada em cada componente. O tipo de elemento considerado para todos os componentes foi tetraédrico linear.

Tabela 18 – Características da malha dos componentes modelo *in-vitro*.

Componente	Tipo de elemento	Dimensão elemento [mm]	Número de nós	Número de elementos
Osso Cortical		2	13950	56438
Osso Trabecular		1,5	15987	16052
PMMA		1,5	10638	38803
Implante		2	3314	13445
Interface cônica		2	1031	3838
Base	Tetraedro	2	2114	8439
TEC	Linear	2	4×417	4×1522
Isolamento TEC		2	1996	6453
Dissipador		2	17430	56580
Fluido		2	25590	108053
Reservatório		2	7084	21551
Pega		2	1928	5751
Total			102730	341491

Para a comparação das temperaturas no implante do modelo numérico com o modelo experimental foram selecionados três nós no implante correspondentes à mesma localização dos três termopares utilizados no modelo experimental em osso compósito (figura 58A). Também foi

comparada a temperatura no osso do modelo numérico com o modelo experimental no nó correspondente à localização do sensor LM35DZ do modelo experimental com mostra a figura 58B.

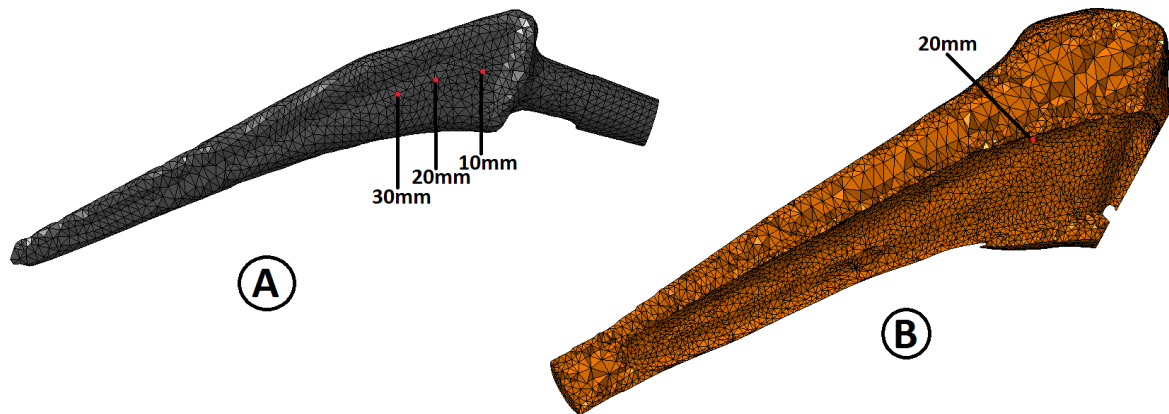


Figura 59 – Local das medições das temperaturas A) no implante, B) no osso, na interface com o PMMA (modelo numérico osso compósito).

5.2.2 – Modelo numérico representativo da artroplastia

No modelo representativo da artroplastia apresentam-se os mesmos componentes que no modelo de osso compósito e por isso apresentam-se as mesmas malhas que o modelo anterior. São apenas alteradas as propriedades dos materiais e as condições fronteira de forma a serem representativas do procedimento cirúrgico. Para o modelo artroplástico a temperatura inicial dos componentes que constituem o dispositivo bem como a temperatura inicial do implante é de 20°C, temperatura do bloco operatório enquanto as temperaturas do osso se considera 37°C, temperatura média do corpo humano.

Além da alteração das propriedades dos materiais, neste modelo utilizou-se o dispositivo com os quatro TEC's em funcionamento, apesar de os modelos experimentais utilizados anteriormente terem funcionando com três TEC's, já que um avariou aquando da montagem deste, e posteriormente com dois TEC (dispositivo degradado) após avaria de mais um TEC durante os ensaios com osso em material compósito.

Tabela 19 – Propriedades dos materiais da simulação numérica artroplástica, [54, 55].

Propriedades	Unidades	Osso Cortical	Osso Trabecular	PMMA	Implante (Ti)	Alumínio	Poliétileno
Condutividade térmica [K]	$W.m^{-1}.K^{-1}$	0,8	0,29	0,17	6,7	237	0,2
Densidade [ρ]	$Kg.m^{-3}$	1860	1300	1100	4400	2700	1190
Calor específico [c_p]	$J.Kg^{-1}K^{-1}$	1700	2292	1460	530	900	460

Na figura 59, observa-se o modelo representativo da artroplastia.

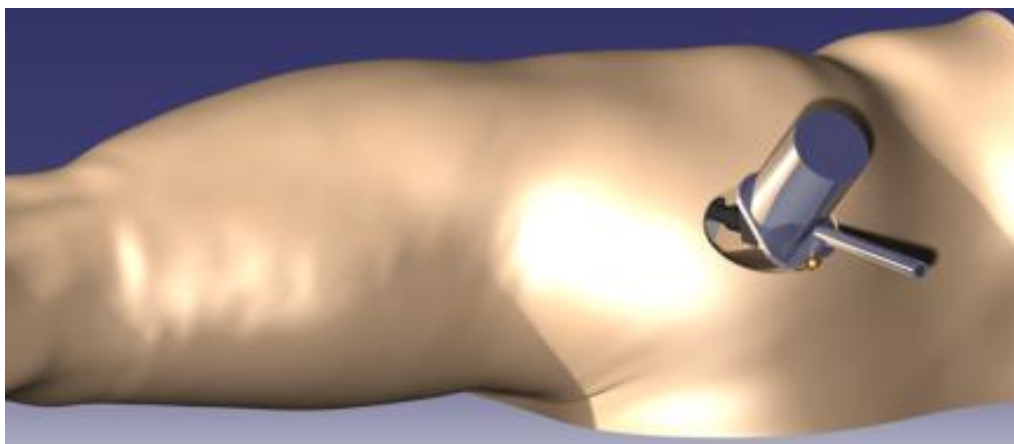


Figura 60 – Modelo representativo da artroplastia.

São efetuados quatro *steps* semelhantes aos verificados no capítulo III. A alteração passa por parametrizar os tempos de cada um. Na tabela 20 apresenta-se a parametrização dos tempos de cada fase estabelecida.

Tabela 20 – Step e parametrização dos tempos, modelo artroplástico.

Implante	Rampa de aquecimento	Estabilização a 80°C	Rampa de arrefecimento	Estabilização a 20°C
Ti	40s	225s	45s	180s

As temperaturas medidas no implante na interface com o PMMA situam-se na face anterior ao longo do seu comprimento com distâncias entre os nós de 10mm, figura 60A. Igualmente efetuou-se a avaliação da temperatura no osso na interface com o PMMA ao longo da face anterior do osso esponjoso como esquematicamente representado na figura 60B.

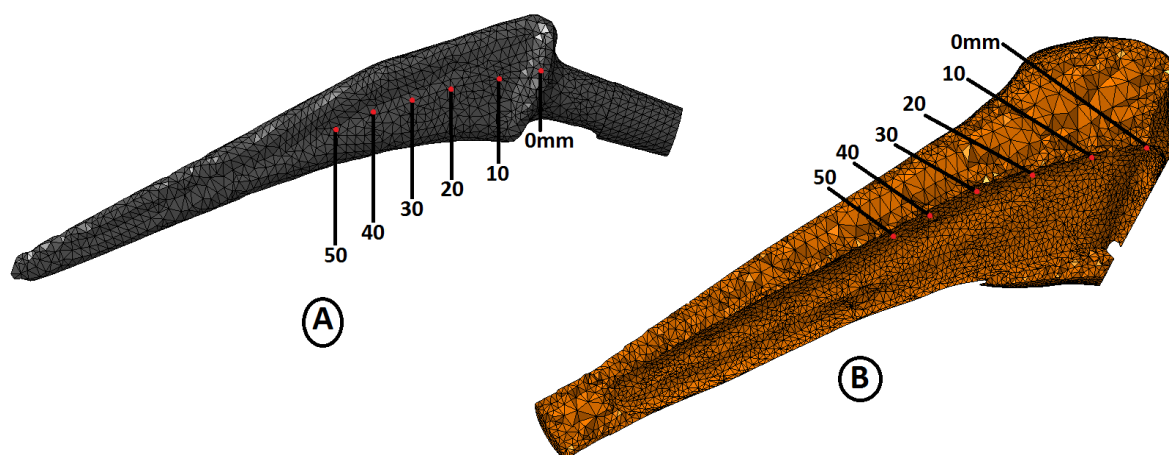


Figura 61 – Local das medições da temperatura A) no implante, B) no osso, na interface com o PMMA (modelo artroplástico).

5.3 – Resultados e discussão

5.3.1 – Comparação modelo experimental versus numérico no osso compósito

Na figura 61, são apresentadas a linha tracejada, as curvas obtidas a nível experimental para as temperaturas obtidas nos termopares no ensaio com 3 TEC em osso compósito e a linha contínua, são apresentadas as curvas obtidas no modelo numérico.

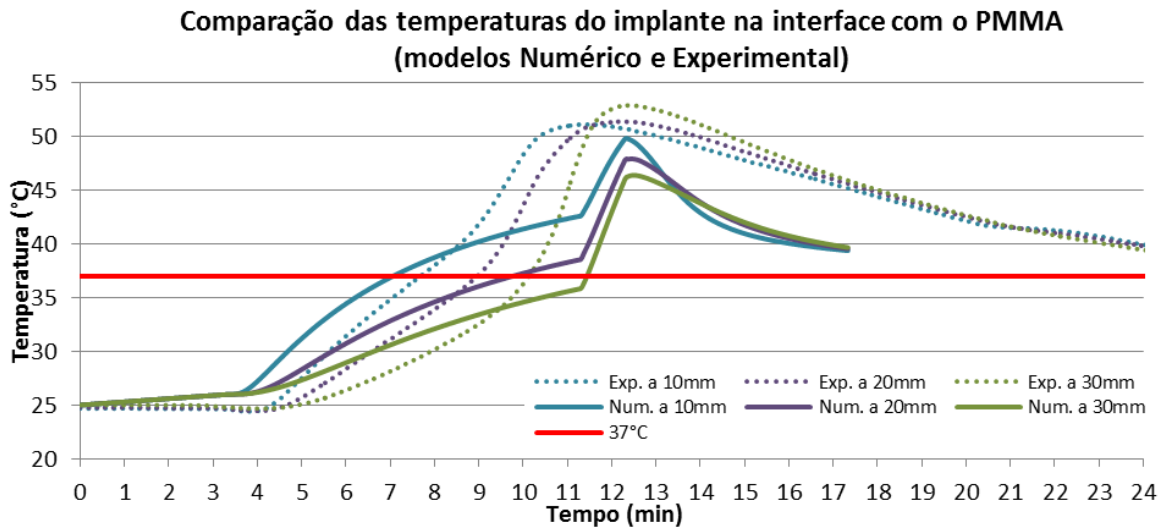


Figura 62 – Comparação das temperaturas do implante na interface com o PMMA (modelos numérico e experimental).

Tendo em conta os tempos utilizados na parametrização das fases de aquecimento e arrefecimento do dispositivo, verifica-se um aumento de temperatura mais rápido do implante nos modelos numéricos comparando com os modelos experimentais, numa fase inicial do processo. Logo após o início da polimerização do PMMA, são as temperaturas do modelo experimental que se elevam mais rapidamente que as do modelo numérico. Atingem-se temperaturas iguais ou superiores aos 37°C no implante nas três posições dos termopares, quer no modelo numérico quer no modelo experimental (já referido anteriormente). Relativamente à temperatura máxima no implante, no modelo numérico situou-se nos 50°C muito próxima do verificado no ensaio experimental, com um valor de 52,9°C, ou seja um erro de apenas 5%. Relativamente aos tempos, o instante em que se registou o pico de temperatura no modelo numérico foi a 12min enquanto no modelo experimental o mesmo pico ocorreu aos 12,4min ou seja uma diferença de 24 segundos. No arrefecimento do implante o modelo numérico extrai mais rapidamente o calor comparado ao modelo experimental.

Na figura 62 encontra-se representada a evolução da temperatura no osso na interface com o PMMA na localização do sensor LM35 no modelo numérico e experimental.

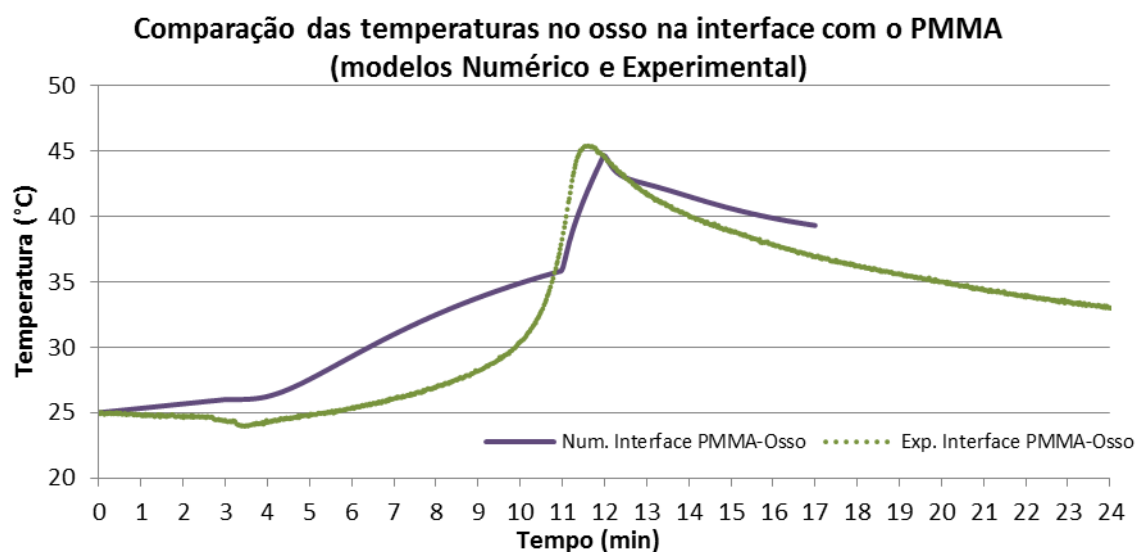


Figura 63 – Comparação das temperaturas no osso na interface com o PMMA (modelos numérico e experimental).

Da análise às curvas de temperatura no modelo numérico e experimental, verifica-se que tal como já observado na temperatura da haste femoral, o modelo numérico tem uma tendência para aumentar mais rapidamente a temperatura no osso comparativamente ao modelo experimental. No modelo numérico a temperatura máxima atingida no osso na interface com o PMMA, no mesmo local que a análise experimental, é de 44,6°C e acontece passado 12min, enquanto no modelo experimental a temperatura máxima registada foi de 45,5°C e acontece aos 11,6min. Na análise experimental obtém-se uma temperatura máxima 0,9°C maior que o modelo numérico, ou seja um erro de 2%, e verifica-se uma diferença de 24 segundos para a ocorrência desse pico de temperatura entre os modelos.

Podemos concluir que o modelo numérico foi capaz de replicar o comportamento das temperaturas no implante na fase de aquecimento do modelo experimental em osso compósito, sendo os desvios de temperatura e tempo bastante aceitáveis. Igualmente o modelo numérico replicou com bastante exatidão as temperaturas no osso na interface com o PMMA, assim como os tempos a que estas ocorreram. Podemos considerar de uma maneira geral que o modelo numérico é capaz de replicar o comportamento térmico observado no modelo experimental, permitindo ter alguma confiança nos resultados deste modelo quando adaptado e utilizado para simular as condições da artroplastia.

5.3.2 – Modelo artroplástico

Na figura 63, representa-se as temperaturas registadas no implante na interface com o PMMA para o modelo representativo da condição da artroplastia da anca. São apresentadas as medições efetuadas para as 6 posições seleccionadas na superfície da haste femoral (figura 60A).

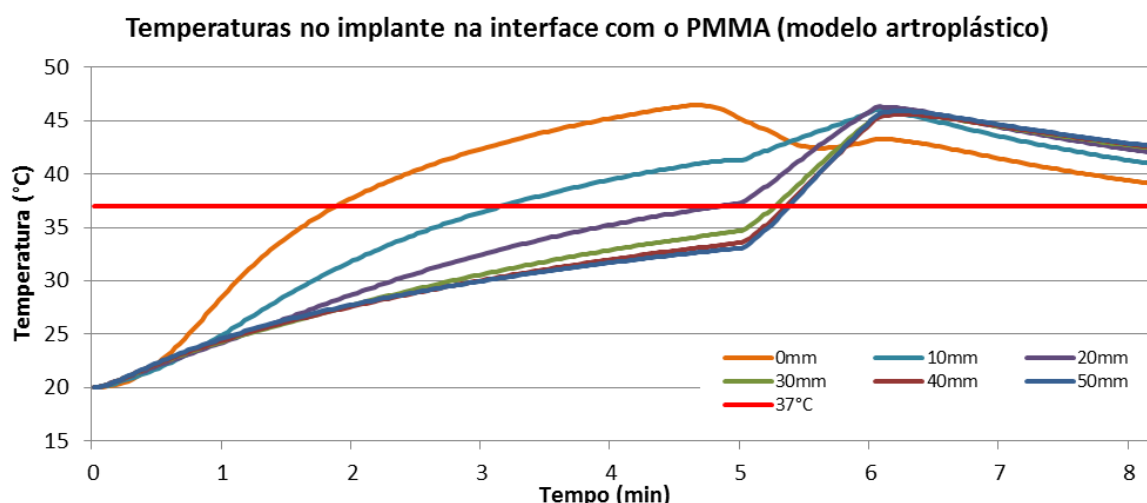


Figura 64 – Temperaturas no implante na interface com o PMMA (modelo artroplástico).

Nas condições dos parâmetros de tempo e temperaturas selecionados (Tabela 20) para as fases de aquecimento e arrefecimento no modelo artroplástico, os resultados numéricos das temperaturas no implante, evidenciam que o dispositivo mesmo com quatro TEC's (modelos experimentais só três TEC's) não consegue aumentar a temperatura do implante para além dos 37°C, para distâncias superiores a 20mm relativamente ao limite proximal da haste. Na zona mais proximal da haste (0mm) constata-se que o calor retirado na fase de arrefecimento em torno dos 5,5min é semelhante ao recebido pela reação de polimerização do PMMA, estabilizando-se a temperatura enquanto decorre a reação. O pico máximo de temperatura no implante resultante do efeito de polimerização do PMMA acontece no nó a 20mm do limite proximal do implante, registando-se 46,3°C aos 6,1min. Recordando o capítulo III, a temperatura máxima no implante durante a fase de reação de polimerização acontece entre os 20mm e 30mm da zona proximal. Este comportamento pode ser explicado pelo fato de esta zona da haste estar ainda sob influência da fase de aquecimento, pois por efeito da inércia térmica do sistema o arrefecimento ainda não alcançou esta zona enquanto a reação exotérmica do PMMA se desenvolve.

Na figura 64, representa-se as temperaturas registadas no osso na interface com o PMMA para o modelo representativo da condição da artroplastia da anca. São apresentadas as medições efetuadas para as 6 posições selecionadas na superfície do osso (figura 60B).

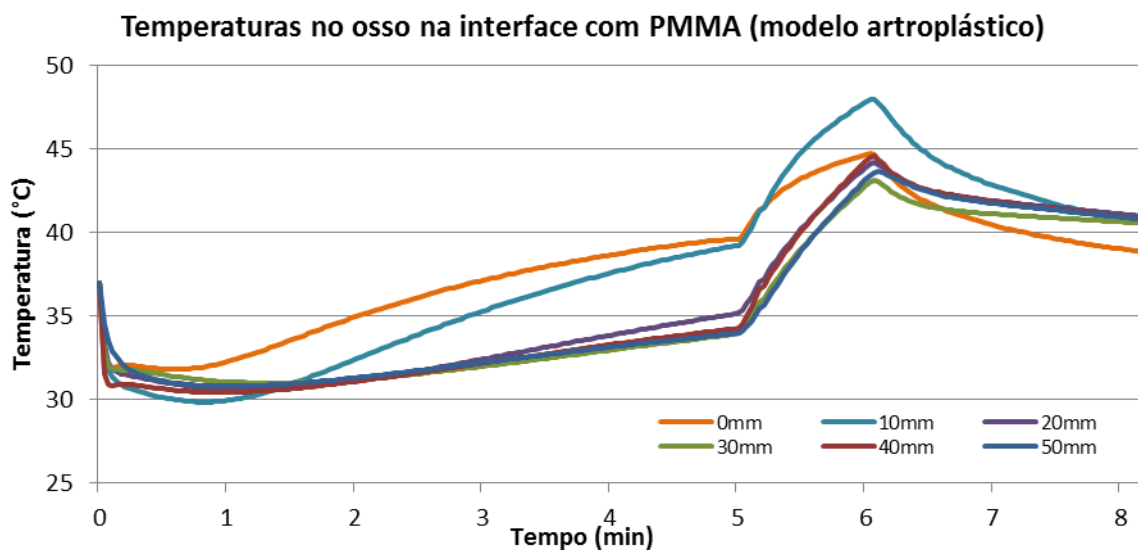


Figura 65 – Temperaturas no osso na interface com o PMMA (modelo artroplástico).

Em todos os seis nós analisados, verifica-se que as temperaturas no osso durante a fase de polimerização do PMMA não ultrapassam a temperatura de risco associada ao surgimento de necrose de origem térmica ($> 50^{\circ}\text{C}$). A temperatura mais elevada ocorreu no nó a 10mm do limite proximal do implante com um valor de 48°C . Denota-se que nos nós mais distais (zona onde o dispositivo não tem influência), as temperaturas destes seguem uma tendência semelhante entre eles.

Capítulo VI – Conclusões e trabalhos futuros

Esta tese teve como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo para controle da temperatura da haste femoral durante a artroplastia cimentada da anca. Com a utilização do PMMA para fixação do implante ao osso surgem algumas limitações inerentes ao seu uso. A porosidade que se forma na interface implante-PMMA é apontada como a principal causa para a formação de fissuras no manto de PMMA que poderão enfraquecer a capacidade de transferência de carga do cimento podendo originar a perda do implante e colocando em risco a durabilidade da artroplastia. Simultaneamente a liberação de micropartículas de PMMA devido à fratura deste, pode originar osteólise com o surgimento de um fenómeno de reação inflamatória no osso.

Na tentativa de se melhorar as propriedades mecânicas da ligação implante-PMMA desenvolveu-se um dispositivo para o aquecimento da haste femoral durante o processo cirúrgico da anca. Alguns autores defendem que com o aumento da temperatura da haste femoral se consegue favorecer o início da reação de polimerização do PMMA na interface implante-PMMA, diminuindo as porosidades nesta interface e melhorando assim as propriedades mecânicas da ligação implante-PMMA.

Com o fornecimento de energia por parte do dispositivo e consequente aumento de temperatura no implante a reação de polimerização do PMMA pode ocorrer a temperaturas mais elevadas relativamente às normalmente ocorridas com a cimentação livre. Este aumento de temperatura aumenta a possibilidade de ocorrer necrose de origem térmica no osso. Assim o dispositivo desenvolvido para além do fornecimento de energia numa fase inicial de forma a promover o aquecimento do implante tem a capacidade de inverter o sentido do fluxo de calor com vista a promover a extração do calor, gerado na reação exotérmica de polimerização do PMMA, através do implante diminuindo desta forma a possibilidade de necrose de origem térmica no osso.

Com recurso a modelos experimentais e numéricos avaliou-se a capacidade de o dispositivo desenvolvido nesta tese aumentar a temperatura da haste femoral para além da temperatura de 37°C, antes do período de polimerização do PMMA, contribuindo assim para que o início da reação de polimerização do cimento se inicie na interface com o implante e desta forma reduzir o nível de porosidade nesta. Os resultados obtidos evidenciaram, quer nos modelos experimentais quer nos numéricos, que é possível aumentar a temperatura do implante além dos 37°C estando apenas dependente do período de tempo de fornecimento de calor. No entanto verificou-se que no período de tempo que delimita o início da polimerização do PMMA só é possível assegurar esta temperatura no implante numa região em torno dos 20 a 30mm do limite proximal da haste femoral. Seria benéfico que a polimerização do PMMA se iniciasse na totalidade da interface com a haste femoral, mas torna-se impossível visto que o contínuo

fornecimento de calor, para que o aumento da temperatura se verifique em zonas mais distais, provoca temperaturas excessivas na zona proximal. No entanto é na zona mais proximal do fémur que se encontra a grande porção de osso esponjoso que serve de ancoragem ao PMMA, sendo esta a região que recebe grande parte da carga transferida pela haste femoral, [60], logo é bastante importante para esta transferência de carga uma boa qualidade da interface implante-PMMA nesta região. Na zona mais distal as cargas transferidas pelo implante para o PMMA são bem inferiores às da zona proximal, [60], sendo que nesta zona a importância da resistência mecânica na interface implante-PMMA é bem menos crítica.

Foi igualmente possível avaliar com os modelos experimentais e numéricos que a inversão do fluxo de calor no dispositivo contribui para evitar o fenómeno de necrose de origem térmica no osso, já que os resultados das temperaturas no osso na interface com o PMMA foram sempre inferiores a 50°C.

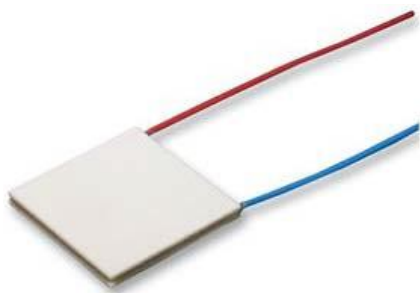
Podemos assim concluir que o dispositivo desenvolvido é capaz de assegurar o controlo de temperatura na haste femoral da artroplastia da anca, contribuindo desta forma para aumentar a resistência mecânica da interface implante-PMMA na zona proximal do implante, e simultaneamente ajudar a minimizar o risco de necrose de origem térmica no osso.

No entanto, um conjunto de ensaios e validações complementares são necessários, para que este dispositivo possa ater viabilidade clínica tais como:

- mais ensaios em osso bovino, de forma a assegurar a repetibilidade dos resultados.
- proceder a mais simulações numéricas com o dispositivo, aferindo como novos tempos e temperaturas de parametrização, assim como novos detalhes geométricos podem alterar o desempenho do dispositivo.
- conceber uma proteção em material isolante para que este possa ser utilizado numa cirurgia experimental, a fim de avaliar a maneabilidade e portabilidade do dispositivo na cirurgia.
- proceder a certificação CE do dispositivo.
- elaboração de ensaios clínicos.

Anexos

A.1 – Módulos Termoeletricos



Parameters			Remarks
Internal Resistance	0.35Ω±10%		Note – 1
I Maximum	8.5A		Note – 2
V Maximum	3.8V		Note – 3
---	Th=27°C	Th=50°C	---
Q Maximum	18.8W	20.8W	Note – 4
ΔT Maximum	70°C	77°C	Note – 5
Solder Melting Point	235°C		Note – 6
Maximum Compress	1 Mpa		Note – 7

Note – 1 Measured by AC 4-terminal method at 25°C.

Note – 2 Maximum current at ΔT Maximum.

Note – 3 Maximum voltage at ΔT Maximum.

Note – 4 Maximum cooling capacity at I maximum, V maximum and ΔT=0°C.

Note – 5 Maximum temperature difference at I maximum, V maximum and Q=0W (Maximum parameters are measured in a vacuum 1.3 P)

Note – 6 The solder melting point of thermoelectric module.

Note – 7 Recommended maximum compression (not destruction limit).

Description	Part Number
Peltier Cooler, 18.8 W	MCPE1-0.108NC-S

A.2 – Sensor temperatura LM35DZ

ELECTRICAL CHARACTERISTICS								
Parameter	Conditions	LM35			LM35C, LM35D			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit	Design Limit	Typical	Tested Limit	Design Limit	
Accuracy, LM35, LM35C	$T_A = +25^{\circ}\text{C}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = -10^{\circ}\text{C}$	± 0.5			± 0.5		± 1.5	$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = T_{\text{Max}}$	± 0.8	± 1.5		± 0.8		± 1.5	$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = T_{\text{Min}}$	± 0.8		± 1.5	± 0.8		± 2.0	$^{\circ}\text{C}$
Accuracy, LM35D	$T_A = +25^{\circ}\text{C}$				± 0.6	± 1.5		$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = T_{\text{Max}}$				± 0.9		± 2.0	$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = T_{\text{Min}}$				± 0.9		± 2.0	$^{\circ}\text{C}$
Nonlinearity	$T_{\text{Min}} \leq T_A \leq T_{\text{Max}}$	± 0.3		± 0.5	± 0.2		± 0.5	$^{\circ}\text{C}$
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{\text{Min}} \leq T_A \leq T_{\text{Max}}$	+10.0	+9.8 +10.2		+10.0		+9.8 +10.2	mV/ $^{\circ}\text{C}$
Load Regulation $0 \leq I_L \leq 1\text{mA}$	$T_A = +25^{\circ}\text{C}$	± 0.4	± 2.0		± 0.4	± 2.0		mV/mA
	$T_{\text{Min}} \leq T_A \leq T_{\text{Max}}$	± 0.5		± 5.0	± 0.5		± 5.0	mV/mA
Line Regulation	$T_A = +25^{\circ}\text{C}$	± 0.01	± 0.1		± 0.01	± 0.1		mV/V
	$4\text{V} \leq V_S \leq 30\text{V}$	± 0.02		± 0.2	± 0.02		± 0.2	mV/V
Quiescent Current	$V_S = +5\text{V}, +25^{\circ}\text{C}$	56	80		56	80		μA
	$V_S = +5\text{V}$	105		158	91		138	μA
	$V_S = +30\text{V}, +25^{\circ}\text{C}$	56.2	82		56.2	82		μA
	$V_S = +30\text{V}$	105.5		161	91.5		141	μA
Change of Quiescent Current	$4\text{V} \leq V_S \leq 30\text{V}, +25^{\circ}\text{C}$	0.2	2.0		0.2	2.0		μA
	$4\text{V} \leq V_S \leq 30\text{V}$	0.5		3.0	0.5		3.0	μA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		+0.39		+0.7	+0.39		+0.7	$\mu\text{A}/^{\circ}\text{C}$
Minimum Temperature for Rated Accuracy		+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	$^{\circ}\text{C}$
Long Term Stability	$T_0 = T_{\text{Max}}$, for 1000hours	± 0.08			± 0.08			$^{\circ}\text{C}$

A.3 – Termopar Z3-J



- Thermocouple types K, J & T
- Fast response, welded exposed junction
- 1, 2 or 3 metre long glassfiber insulated flat pair cable
- Good temperature resistance (not suitable in fluids)
- 1/0.3mm conductors
- Temperature range -50°C to + 350°C (short periods up to 400°C)
- Tolerance to IEC 584 Class 2
- Colour code to IEC 584-3
- Ideal for test & development applications

Referências

1. HANSEN, J., D. LAMBERT, and T. OPPIDO, *Anatomia clínica de NETTER*. Porto Alegre: Artmed, 2007.
2. Pina, J.A.E., *Anatomia Humana da Locomoção*. 2ª ed1999. 81-88, 201-211.
3. Putz, R. and R. Pabst, *Sobotta Atlas de Anatomia Humana*. 20 ed. Tronco, Vísceras e Extremidade Inferior. Vol. 2. 261-281.
4. Completo, A. and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica-Músculo, Esquelética e Ortopédica*. Porto, Portugal, 2011.
5. Baker, C.D., *Polymethylmethacrylate bone cements and methods for preparing such bone cements*, 1985, Google Patents.
6. Ribeiro, J.C., C.C. Dias, and M. Tapadinhas, *2º Relatório Anual | Registo Português de Artroplastias*, 2010/2011: <http://www.rpa.spot.pt/>.
7. LIGHT, T.R. and K.J. KEGGI, *Anterior Approach to Hip Arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1980. **152**: p. 255-260.
8. Kelmanovich, D., et al., *Surgical approaches to total hip arthroplasty*. J South Orthop Assoc, 2003. **12**(2): p. 90-4.
9. GORE, D.R., et al., *Anterolateral Compared to Posterior Approach in Total Hip Arthroplasty: Differences in Component Positioning, Hip Strength, and Hip Motion*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1982. **165**: p. 180-187.
10. Hardinge, K., *The direct lateral approach to the hip*. J Bone Joint Surg Br, 1982. **64**(1): p. 17-19.
11. Ramos, A., *Estudo numérico e experimental de uma nova componente Femural da prótese de Anca Cimentada*, 2006, PhD Thesis, Universidade de Aveiro.
12. Bosworth, D.M., *Posterior approach to the femur*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1944. **26**(4): p. 687-690.
13. Mergen, E., et al., *Medial approach open reduction for congenital dislocation of the hip using the Ferguson procedure*. Archives of orthopaedic and trauma surgery, 1991. **110**(3): p. 169-172.
14. Ciminiello, M., et al., *Total hip arthroplasty: is small incision better?* The Journal of arthroplasty, 2006. **21**(4): p. 484-488.
15. DiGioia III, A.M., et al., *Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation*. The Journal of arthroplasty, 2003. **18**(2): p. 123-128.
16. Chimento, G.F. and T.P. Sculco, *Minimally invasive total hip arthroplasty*. Operative Techniques in Orthopaedics, 2001. **11**(4): p. 270-273.
17. Branson, J.J. and W.M. Goldstein, *Primary total hip arthroplasty*. AORN journal, 2003. **78**(6): p. 946-969.
18. Brodner, W., et al., *Cup inclination and serum concentration of cobalt and chromium after metal-on-metal total hip arthroplasty*. The Journal of arthroplasty, 2004. **19**(8): p. 66-70.
19. Saikko, V., et al., *The effect of acetabular cup position on wear of a large-diameter metal-on-metal prosthesis studied with a hip joint simulator*. Tribology International, 2012.
20. Hodge, W.A. and S.M. Fitts. *Hip resurfacing: a fair and balanced review*. in *Seminars in Arthroplasty*. 2006. Elsevier.

21. Schmalzried, T.P., *Why total hip resurfacing*. The Journal of arthroplasty, 2007. **22**(7): p. 57-60.
22. Chaudhry, S. and D. Dunlop, *Bone cement in arthroplasty*. Orthopaedics and Trauma, 2012. **26**(6): p. 391-396.
23. Pienkowski, D.A. and R.J. Andrews, *Polymethylmethacrylate augmented with carbon nanotubes*, 2003, Google Patents.
24. F Dall, G., P. M S Simpson, and S. J Breusch, *In vitro comparison of Refobacin-Palacos R with Refobacin Bone Cement and Palacos R + G*. Acta Orthopaedica, 2007. **78**(3): p. 404-411.
25. SMITH, D. and B. EPPLEY, *A REDUCED EXOTHERMIC BONE REPLACEMENT CEMENT*, 2004, WO Patent 2,004,019,810.
26. Golz, T., et al., *Temperature elevation during simulated polymethylmethacrylate (PMMA) cranioplasty in a cadaver model*. J Clin Neurosci, 2010. **17**(5): p. 617-22.
27. Pelletier, M.H., et al., *Pore distribution and material properties of bone cement cured at different temperatures*. Acta Biomater, 2010. **6**(3): p. 886-91.
28. Orr, J.F., N.J. Dunne, and J.C. Quinn, *Shrinkage stresses in bone cement*. Biomaterials, 2003. **24**(17): p. 2933-2940.
29. Jasty, M., et al., *The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 1991. **73**(4): p. 551-558.
30. Bishop, N.E., S. Ferguson, and S. Tepic, *Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface*. J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(3): p. 349-56.
31. Li, C., S. Schmid, and J. Mason, *Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerization and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements*. Medical Engineering & Physics, 2003. **25**(7): p. 559-564.
32. Paczocha, P. and J.E. Indacochea, *Effect of Preheating on Implant-Cement Interface Strength for Hip Replacement*. Journal of Materials Online, 2005. **1**.
33. Jafri, A.A., et al., *Pre-heating of components in cemented total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(8): p. 1214-9.
34. Li, C., Y. Wang, and J. Mason, *The effects of curing history on residual stresses in bone cement during hip arthroplasty*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2004. **70**(1): p. 30-36.
35. Roques, A., et al., *Quantitative measurement of the stresses induced during polymerisation of bone cement*. Biomaterials, 2004. **25**(18): p. 4415-4424.
36. Hsieh, P.-H., et al., *Precooling of the femoral canal enhances shear strength at the cement-prosthesis interface and reduces the polymerization temperature*. Journal of Orthopaedic Research, 2006. **24**(9): p. 1809-1814.
37. HISANORI FUKUSHIMA, et al., *Conduction Analysis of Cement Interface Temperature in Total Knee Arthroplasty*. Kobe J. Med. Sci., 2002: p. 63/72.
38. Andersson, G.B.J., M.A.R. Freeman, and S.A.V. Swanson, *LOOSENING OF THE CEMENTED ACETABULAR CUP IN TOTAL HIP REPLACEMENT*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 1972. **54-B**(4): p. 590-599.
39. Reckling, F.W. and W.L. Dillon, *The bone-cement interface temperature during total joint replacement*. J Bone Joint Surg Am, 1977. **59**(1): p. 80-2.
40. Moritz, A.R. and F. Henriques Jr, *Studies of Thermal Injury: II. The Relative Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns**. The American Journal of Pathology, 1947. **23**(5): p. 695.
41. Lundskog, J., *Heat and Bone Tissue: An Experimental Investigation of the Thermal Properties of Bone Tissue and Threshold Levels for Thermal Injury* 1972: Almqvist & Wiksell.

42. Li, C., S. Kotha, and J. Mason, *Evaluation of the effects of implant materials and designs on thermal necrosis of bone in cemented hip arthroplasty*. Biomed Mater Eng, 2003. **13**(4): p. 419-28.
43. Huiskes, H.W.J., *Some fundamental aspects of human joint replacement: analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures*. 1979.
44. Boner, V., et al., *Temperature evaluation during PMMA screw augmentation in osteoporotic bone--an in vitro study about the risk of thermal necrosis in human femoral heads*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2009. **90**(2): p. 842-8.
45. Dunne, N.J. and J.F. Orr, *Thermal characteristics of curing acrylic bone cement*. ITBM-RBM, 2001. **22**(2): p. 88-97.
46. Vallo, C.I., *Theoretical prediction and experimental determination of the effect of mold characteristics on temperature and monomer conversion fraction profiles during polymerization of a PMMA-based bone cement*. Journal of biomedical materials research, 2002. **63**(5): p. 627-642.
47. Completo, A., M. Weber, and I. Abe, *Dispositivo de controlo da temperatura do implante e cimento ósseo na artroplastia cimentada*, in *Boletim da Propriedade Industrial de 16 de julho de 2009* 2009. p. 8.
48. Coutinho, M.F.d.F., *Controlo de temperatura do cimento ósseo na artroplastia cimentada*. 2010.
49. COMPLETO, A., et al., *Combined bone-implant fixation: A pre-clinical hip stem evaluation*. Journal of medical devices, 2012. **6**(1).
50. Murray, D., A. Carr, and C. Bulstrode, *Which primary total hip replacement?* Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 1995. **77**(4): p. 520-527.
51. LINK, *Lubinus Classic Plus - Hip Prosthesis System*, 2008.
52. Completo, A., et al., *A Device to Control Implant and Bone-Cement Temperatures in Cemented Arthroplasty*. Journal of medical devices, 2012. **6**(1).
53. Bergman, T.L., et al., *Fundamentals of heat and mass transfer* 2011: Wiley New York, NY, USA:.
54. Kaorapong, K., et al., *Heat transfer in cemented hip replacement process*. International Journal of Mechanics, 2011. **5**(3): p. 202-209.
55. Saha, S. and S. Pal, *Mechanical properties of bone cement: a review*. J Biomed Mater Res, 1984. **18**(4): p. 435-62.
56. SolidWorks. *Thermal Contact Resistance*. 2011; Available from: <http://help.solidworks.com/>.
57. Hasenwinkel, J.M., et al., *Effect of initiation chemistry on the fracture toughness, fatigue strength, and residual monomer content of a novel high-viscosity, two-solution acrylic bone cement*. Journal of biomedical materials research, 2002. **59**(3): p. 411-421.
58. Hansen, E., *Modelling heat transfer in a bone-cement-prosthesis system*. Journal of biomechanics, 2003. **36**(6): p. 787-795.
59. Stańczyk, M., *Study on modelling of PMMA bone cement polymerisation*. J Biomech, 2005. **38**(7): p. 1397-1403.
60. Vora, A., et al., *Early failure of a proximally cemented, distally uncemented total hip arthroplasty*. The Journal of arthroplasty, 2003. **18**(7): p. 889-896.
61. Sensors, L.P.C.T., *National Semiconductor Corporation*, 2000.
62. Tsvetkov, O., Y.A. Laptev, and A. Asambaev, *Thermal conductivity of refrigerants R123, R134a, and R125 at low temperatures*. International journal of thermophysics, 1994. **15**(2): p. 203-214.
63. Mahbubul, I., et al., *Thermophysical properties and heat transfer performance of Al₂O₃/R-134a nanorefrigerants*. International Journal of Heat and Mass Transfer, 2013. **57**: p. 100-108.

64. Farnell. 2013 08-May-2013]; Available from: pt.farnell.com.
65. MatWeb. *Overview of materials for Epoxy, Molded, Glass Fiber Filler*. 2013; Available from:
<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=035d2130b7f34d918e8d590659b85cb7&ckck=1>.